

Grado en Ingeniería Electrónica Industrial y Automática
2016-2017

Trabajo Fin de Grado

Matriz de electrodos EMG para detección de intención de movimiento de la mano

Alejandro Sánchez Anillo

Tutores

Luis Enrique Moreno Lorente

María Dolores Blanco Rojas

Escuela Politécnica Superior de Leganés



Esta obra se encuentra sujeta a la licencia Creative Commons **Reconocimiento – No Comercial – Sin Obra Derivada**

Índice

Resumen	11
1. Introducción	13
1.1. Estado del arte	13
1.2. Motivación	14
1.3. Objetivos	16
2. Electromiografía	17
2.1. Fisiología	17
2.1.1. Miembro superior	18
2.2. Generación	21
2.3. Adquisición de la señal EMG	22
2.3.1. Electrodo s	22
2.3.1.1. Sensores invasivos	22
2.3.1.2. Sensores no invasivos	23
2.3.1.2.1. EMG electrónicos multicanal	23
2.3.2. Requisitos para el uso de sEMG	24
3. Sistema Inercial	25
3.1. Sistemas de Navegación Inercial	25
3.1.1. Clasificación de los sistemas inerciales	26
3.1.1.1. Sistemas de plataforma estable	26
3.1.1.2. Sistema Strap-down	27
3.1.2. Componentes de una IMU	27
3.1.2.1. Giróscopos	28
3.1.2.2. Acelerómetros	28
3.1.2.3. Microprocesador	28
4. Myo Gesture Control Armband	29
4.1. Especificaciones técnicas	30
4.2. Desmontando el Myo Armband	31
4.3. Posicionamiento del dispositivo	32
4.4. Configuración inicial del Myo Armband	34
4.5. Aplicaciones	36

5.	Algoritmo SDK.....	37
5.1.	Myo SDK MATLAB MEX Wrapper	38
5.1.1.	Clase <i>MyoMex</i>	39
5.1.2.	Clase <i>MyoData</i>	42
5.1.3.	MyoMex_Quickstart	45
5.1.4.	Interfaz gráfica de Myo	46
5.1.4.1.	MyoMexGUI_Monitor	46
5.1.4.2.	MyoDataGUI_Monitor	47
5.1.5.	Quickstart_EMG_desagregados	48
6.	Análisis de resultados	54
6.1.	Puño.....	55
6.2.	Dedos extendidos	57
6.3.	Palma hacia dentro.....	60
6.4.	Palma hacia fuera	62
6.5.	Doble toque	65
6.6.	Dedo pulgar	67
6.7.	Dedo índice.....	70
6.8.	Dedo corazón.....	73
6.9.	Dedos anular y meñique.....	76
6.10.	Pronación y supinación	78
6.11.	Flexión y extensión	81
6.12.	Apertura y cierre del brazo	83
7.	Conclusiones.....	86
8.	Referencias	88
	ANEXO.....	90
	Anexo 1. Etapas del trabajo.....	90
	Anexo 2. Listado de materiales	92
	Anexo 3. Presupuesto del proyecto	92

Índice de Figuras

Figura 1. Tipos de discapacidades en España en 2013.....	14
Figura 2. Señal EMG registrada con electrodos de Ag/AgCl del bíceps durante dos contracciones	17
Figura 3. Unidad Motora	18
Figura 4. Músculos y nervios del miembro superior	19
Figura 5. Anatomía de la mano	21
Figura 6. Esquema de la amplificación diferencial	24
Figura 7. Orientación de una IMU	26
Figura 8. Sistema inercial estable	27
Figura 9. Myo Gesture Control Armband	29
Figura 10. Características técnicas del Myo Armband	30
Figura 11. Gestos reconocidos por el Myo Armband	31
Figura 12. Desmontaje del Myo Armband	31
Figura 13. Placa base del Myo Armband.	32
Figura 14. Posicionamiento 1 en la parte superior del antebrazo	33
Figura 15. Posicionamiento 2 en la parte inferior del brazo	33
Figura 16. Enumeración de los canales EMG.	34
Figura 17. Sincronización del Myo Armband con el usuario	35
Figura 18. Brazo protésico controlado con la ayuda del Myo Armband	36
Figura 19. Diagrama de flujo de datos SDK desde el dispositivo Myo hasta las diferentes aplicaciones	37
Figura 20. Diagrama de flujo entre el dispositivo Myo, las APIs de Myo y los middleware.....	39
Figura 21. Ejemplo mínimo de la clase MyoMex.....	39
Figura 22. Implementación de un búfer FIFO.....	40
Figura 23. Propiedades de la clase MyoMex.....	42
Figura 24. Funcionamiento de la envoltura de clases de Myo en Matlab	42
Figura 25. Ejemplo mínimo de la clase Myo Data	42
Figura 26. Propiedades <data> de la clase MyoData	43
Figura 27. Programa detecta el gesto realizado.....	45
Figura 28. Gráficas de gyro, accel y los 8 canales EMG tras la toma de datos.....	46

Figura 29. MyoMexGUI_Monitor	47
Figura 30. MyoDataGUI_Monitor	48
Figura 31. Código para guardar o cargar las muestras	49
Figura 32. Representación gráfica de la variación de la orientación del brazo tras 5 segundos	50
Figura 33. Representación de los 8 EMG desagregados y sus envolventes	51
Figura 34. Representación gráfica de las FFT de las señales EMG	52
Figura 35. Puño cerrado	55
Figura 36. Variación de la orientación tras el movimiento 'Puño'	55
Figura 37. Señal EMG del movimiento 'Puño'	56
Figura 38. Señal EMG recortada en el rango muestral [260,440]	56
Figura 39. FFT del gesto 'Puño'	57
Figura 40. Dedos extendidos	57
Figura 41. Variación de la orientación tras el movimiento 'Dedos extendidos'	58
Figura 42. Señal EMG del movimiento 'Dedos extendidos'	58
Figura 43. Señal EMG recortada en el rango muestral [570,650]	59
Figura 44. FFT del gesto 'Dedos extendidos'	59
Figura 45. Palma de la mano volteada hacia dentro del cuerpo	60
Figura 46. Variación de la orientación tras el movimiento 'Palma hacia dentro'	60
Figura 47. Señal EMG del movimiento 'Palma hacia dentro'	61
Figura 48. Señal EMG recortada en el rango muestral [330,470]	61
Figura 49. FFT del gesto 'Palma hacia dentro'	62
Figura 50. Palma de la mano volteada hacia fuera del cuerpo	62
Figura 51. Variación de la orientación tras el movimiento 'Palma hacia fuera'	63
Figura 52. Señal EMG del movimiento 'Palma hacia fuera'	63
Figura 53. Señal EMG recortada en el rango muestral [290,440]	64
Figura 54. FFT del gesto 'Palma hacia dentro'	64
Figura 55. Doble toque entre el dedo pulgar y corazón	65
Figura 56. Variación de la orientación tras el movimiento 'Doble toque'	65
Figura 57. Señal EMG del movimiento 'Doble Toque'	66
Figura 58. Señal EMG recortada en el rango muestral [250,350]	66
Figura 59. FFT del gesto 'Doble toque'	68

Figura 60. Flexión del dedo pulgar	68
Figura 61. Variación de la orientación tras el movimiento del 'Dedo pulgar'	69
Figura 62. Señal EMG del movimiento del 'Dedo Pulgar'	69
Figura 63. Señal EMG recortada en el rango muestral [630,740]	70
Figura 64. FFT del gesto realizado por el 'Dedo Pulgar'	71
Figura 65. Flexión del dedo índice	71
Figura 66. Variación de la orientación tras el movimiento del 'Dedo índice'	72
Figura 67. Señal EMG del movimiento del 'Dedo índice'	72
Figura 68. Señal EMG recortada en el rango muestral [560,660]	73
Figura 69. FFT del gesto realizado por el 'Dedo índice'	75
Figura 70. Flexión del dedo corazón	75
Figura 71. Variación de la orientación tras el movimiento del 'Dedo corazón'	76
Figura 72. Señal EMG del movimiento del 'Dedo corazón'	76
Figura 73. Señal EMG recortada en el rango muestral [830,920]	77
Figura 74. FFT del gesto realizado por el 'Dedo corazón'	77
Figura 75. Flexión del dedo anular y meñique	78
Figura 76. Variación de la orientación de los 'Dedos anular y meñique'	78
Figura 77. Señal EMG del movimiento de los 'Dedos anular y meñique'	79
Figura 78. Señal EMG recortada en el rango muestral [700,820]	79
Figura 79. FFT del gesto realizado por los 'Dedos anular y meñique'	80
Figura 80. Movimiento de pronación y supinación del brazo	80
Figura 81. Variación de la orientación con el movimiento de 'Pronación y supinación'	81
Figura 82. Señal EMG del movimiento de 'Pronación y supinación'	82
Figura 83. FFT del movimiento de 'Pronación y supinación'	82
Figura 84. Flexión y extensión del brazo	83
Figura 85. Variación del movimiento de 'Flexión y extensión'	83
Figura 86. Señal EMG del movimiento de 'Flexión y extensión'	84
Figura 87. FFT del movimiento de 'Flexión y extensión'	85
Figura 88. Apertura y cierre del brazo	85
Figura 89. Variación del movimiento de 'Flexión y extensión'	86
Figura 90. Señal EMG del movimiento de 'Apertura y cierre del brazo'	87

Figura 91. FFT del movimiento de ‘Apertura y cierre del brazo’89

Índice de tablas

Tabla 1. Músculos del miembro superior	20
Tabla 2. Músculos sobre los que se posicionan los EMG del Myo	34
Tabla 3. Análisis del gesto 'Puño'	60
Tabla 4. Análisis del gesto 'Dedos extendidos'	62
Tabla 5. Análisis del gesto 'Palma hacia dentro'	65
Tabla 6. Análisis del gesto 'Palma hacia fuera'	67
Tabla 7. Análisis del gesto 'Doble toque'	70
Tabla 8. Análisis del gesto 'Dedo pulgar'	73
Tabla 9. Análisis del gesto 'Dedo índice'	75
Tabla 10. Análisis del gesto 'Dedo corazón'	78
Tabla 11. Análisis del gesto 'Dedos anular y meñique'	81
Tabla 12. Análisis del movimiento de 'Pronación y supinación'	83
Tabla 13. Análisis del movimiento de 'Flexión y extensión'	86
Tabla 14. Análisis del movimiento de 'Apertura y cierre del brazo'	88
Tabla 15. Desglose del proyecto en etapas y duración.....	94
Tabla 16. Diagrama de Gantt.....	95
Tabla 17. Presupuesto de materiales.....	96
Tabla 18. Presupuesto de equipos informáticos.....	96
Tabla 19. Presupuesto equipo humano.....	97
Tabla 20. Presupuesto final.....	97

Resumen

En este proyecto se presenta el desarrollo de un sistema software de Matlab para el análisis, procesamiento y caracterización de señales electromiográficas con el fin de detectar la intención de movimiento en la mano de una persona. Con ello, en el futuro, se pretenderá determinar la función que debe realizar una prótesis biónica o un exoesqueleto, basado en un sistema de control mioeléctrico en tiempo real, adaptable al usuario y a su entorno.

La adquisición y toma de datos se realiza por medio del dispositivo Myo Armband, fabricado y desarrollo por Thalmic Labs. Este dispositivo permite el reconocimiento y control de gestos y movimientos mediante 8 canales provistos de sensores de electrodos que recogerán dichas señales electromiográficas.

Palabras clave: electromiografía, señal EMG, electrodos, IMU, Myo Armband.

1.Introducción

1.1. Estado del arte

Cada día los avances y descubrimientos científicos superan los límites de la imaginación humana, con una inmensa diversidad de inventos tecnológicos con multitud de aplicaciones en diferentes ámbitos de estudio. Una de estas áreas de investigación es la biomedicina, que es la ciencia médica que aplica todos los principios de las ciencias naturales en el desarrollo de la práctica clínica. El objetivo de la biomedicina es el desarrollo de nuevos fármacos y de nuevas técnicas para ayudar al tratamiento de enfermedades.

La ingeniería biomédica, por tanto, resulta de aplicar los principios y técnicas de la ingeniería en la medicina. Esta disciplina engloba, principalmente, tres campos. El primero está relacionado con las ciencias de la computación y el empleo de ordenadores y algoritmos para la resolución de problemas. El segundo está vinculado a la electrónica y la telecomunicación, ya que implica el desarrollo de circuitos electrónicos para la adquisición de datos y captación de señales y su posterior procesamiento mediante el empleo de soluciones hardware o software. El tercer y último campo, refiere a las ciencias de la vida y al conocimiento de temas como la bioquímica, biología, patologías o genética. Todo ello, se emplea para el diseño y desarrollo de diversos dispositivos electrónicos así como prótesis o exoesqueletos.

Podemos definir un exoesqueleto mecánico como un robot que se puede acoplar a las extremidades del cuerpo humano enfocado en el incremento de su fuerza, velocidad y rendimiento. El exoesqueleto se puede utilizar para la rehabilitación de las extremidades cuando debido a algún accidente o enfermedad se tiene una actividad muscular reducida o nula.

Para el correcto funcionamiento de estos dispositivos es necesario un intercambio de información entre el robot y la persona portadora del exoesqueleto. Para ello es necesario el uso de sensores. Por lo que, muchos de estos exoesqueletos, utilizan señales electromiográficas como parte fundamental de su sistema. Señales que predicen la intención de movimiento que tiene el humano portador del mecanismo.

1.2. Motivación

La primera aparición del concepto de exoesqueleto se remonta al renacimiento. Este exoesqueleto estaba constituido de un compendio de férulas de cuero y hierro, las cuales, todas juntas, adquirirían forma de armadura. En aquella época, comenzó a evidenciarse que los exoesqueletos podrían utilizarse con fines médicos.

Con el paso de los años, la investigación y evolución de los exoesqueletos han ido creciendo para desarrollar dispositivos, tanto con fines militares o industriales, como en el campo de la medicina de rehabilitación.

En la actualidad, existen diferentes tipos de exoesqueletos enfocados a las distintas discapacidades motrices que puede tener un paciente y su consecuente rehabilitación, ya sea para extremidades superiores, como para extremidades inferiores en personas con dificultades para andar o dependientes de una silla de ruedas.

En España, según informe del Imsero a fecha 31 de diciembre de 2013, más de 2,5 millones de personas poseen algún tipo de discapacidad con un grado reconocido de, al menos, un 33%. Exactamente 2.564.893 personas. Mientras que la primera causa de discapacidad es la osteo-articular o discapacidad motriz, que supone un 28,04% del total o, lo que es lo mismo, 719.269 personas.

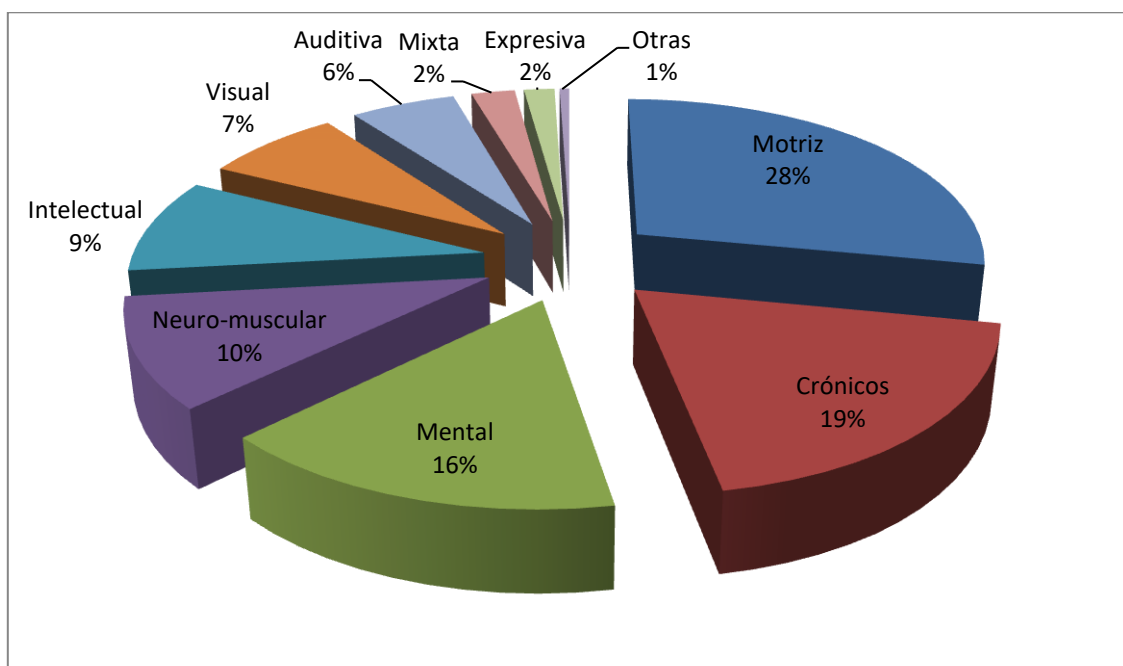


Figura 1. Tipos de discapacidades en España en 2013

Pese al elevado coste que aún supone un exoesqueleto en la actualidad, son cada vez más importantes en la rehabilitación de personas con discapacidad osteo-articular suponiendo una simplificación o mejora en su calidad de vida.

En el mercado actual se puede encontrar una gran variedad de dispositivos robóticos diseñados para asistir la terapia de rehabilitación del miembro superior, enfocándose en recuperar la movilidad de grupos osteomusculares como el codo y el hombro. Sin embargo, es importante ofrecer a estos pacientes la posibilidad de una terapia integral que posibilite la rehabilitación más completa del miembro superior, e incluya la función motora de la mano. Los exoesqueletos de la mano aún no están tan desarrollados como los otros por lo que, al hacer el balance entre el número de dispositivos de hombro y codo existentes con el número de dispositivos de mano, la diferencia es notable.

Sin embargo, los avances en cuanto a exoesqueletos de mano están en pleno auge y adquiriendo una notable evolución. Tanto es así que las novedades más destacadas se han venido desarrollando de manera muy positiva en los últimos años; como, por ejemplo, el reciente diseño por parte de un grupo de investigadores de la Universidad de Málaga de exoesqueletos personalizados para rehabilitar lesiones de mano, más concretamente de los dedos, tras una fractura o una reconstrucción de tendones flexores, con el objetivo de la recuperación de la movilidad a través del movimiento continuo pasivo.

Por lo tanto, uno de los puntos de motivación para la realización de este proyecto es que, dado el dato anterior acerca de los todavía escasos avances en los exoesqueletos de mano, en comparación con otras partes del miembro superior, resulta pertinente enfocarse en el estudio de nuevos avances en este tipo de exoesqueletos para terapias de rehabilitación de lesiones, amputaciones u otras afecciones de este miembro.

Otro dato significativo en este campo recoge que en el mundo hay hasta 17 millones de niños afectados por enfermedades neuromusculares, parálisis cerebral, espina bífida o lesiones musculares que les impiden caminar o realizar otros muchos movimientos tanto de miembros inferiores como de miembros superiores. Como consecuencia de este elevado número, uno de los últimos avances en cuanto al desarrollo de exoesqueletos se produjo a mediados de 2016, cuando se presentó en el CSIC de Madrid el primer exoesqueleto para niños entre 6 y 14 años, adaptable a su crecimiento.

A raíz de una visita de la universidad a este centro, tuve la oportunidad de ver el funcionamiento de este y otros exoesqueletos, así como otras pruebas y experimentos con electrodos que implicaban el control del brazo de una persona, cuando el cerebro de otra se lo ordenaba. Todos estos puntos comentados despertaron en mí una notable curiosidad e interés en poder colaborar y participar en el desarrollo de un proyecto vinculado a esta área.

1.3. Objetivos

El objetivo principal de este proyecto es el análisis y procesamiento de datos adquiridos mediante señales electromiográficas a través del dispositivo Myo Armband, con el propósito de detectar la intención de movimiento de la mano y con el fin futuro de mover un exoesqueleto de mano. Para poder acceder a estos datos se ha utilizado el algoritmo Myo SDK Matlab Mex Wrapper, cumpliendo con los siguientes propósitos:

1. Adquisición y procesamiento de señales EMG.
2. Toma de datos y variables.
3. Obtención en tiempo real de gráficas del sistema inercial y de las señales EMG.
4. Obtención de la componente frecuencial de las señales.
5. Identificación y clasificación del tipo de movimiento de la mano o de los dedos a partir de los datos procesados.

2. Electromiografía

La electromiografía se basa en el estudio del sistema neuromuscular o, en otras palabras, se encarga de detectar, analizar y procesar las señales eléctricas producidas por músculos y nervios mediante el uso de electrodos. Su actividad se lleva a cabo a través de electrodos intramusculares o electrodos de superficie [1]. La electromiografía intramuscular o de aguja se realiza con el fin de estudiar la patología o fisiología de las unidades motrices. Mientras que la electromiografía de superficie (SEMG) se enfoca a estudios relacionados con el comportamiento muscular, los patrones de actividad temporal y la fatiga muscular [2].

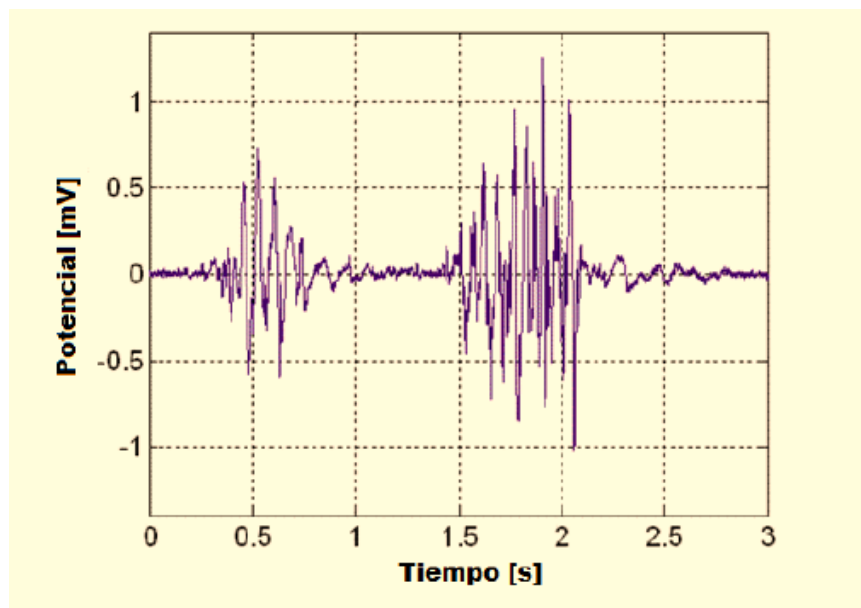


Figura 2. Señal EMG registrada con electrodos de Ag/AgCl del bíceps durante dos contracciones [4]

La amplitud pico a pico de estas señales mioeléctricas puede variar desde 0 a 10 mV, en función del músculo y las condiciones en las que se aplica. La zona útil de la señal contiene frecuencias entre 0 y 500 Hz con una región de energía dominante en el rango 50-150 Hz [3].

2.1. Fisiología

La electromiografía determina los patrones de activación de los músculos que participan en un movimiento. La unidad de contracción muscular es la unidad motora, que es la unidad funcional más pequeña compuesta por una motoneurona, cuyo cuerpo celular se encuentra en el cuerno anterior de la materia gris medular, su axón y una serie de fibras musculares que este inerva.

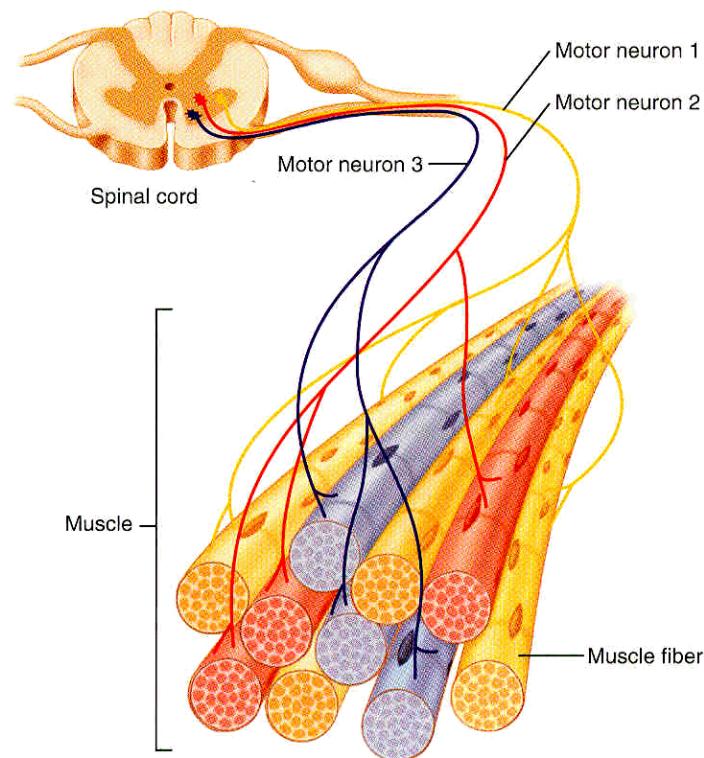


Figura 3. Unidad Motora

De la misma manera que las células nerviosas, las células musculares o fibras, en reposo, mantienen una diferencia de potencial eléctrico a través de la membrana celular. Cuando el impulso nervioso transcurre por una ramificación terminal del axón de una motoneurona, al alcanzar la placa terminal motora, se libera un transmisor, la acetilcolina, de la membrana presináptica, excitando la membrana muscular postsináptica. Si este es adecuado para alcanzar el umbral, se produce un potencial de acción que se desplaza por la fibra muscular en cualquier dirección de la placa motora terminal hasta los tendones. Todas las fibras musculares de la unidad motora se activan de forma sincronizada, y la suma resultante de los potenciales de acción individuales que se desplazan por las fibras musculares de la unidad motoras se denomina potencial de acción de la unidad motora (MUAP) [5].

2.1.1. Miembro superior

La electromiografía permite el estudio de cualquier parte del cuerpo, como la zona lumbar, miembros inferiores, miembros superiores, manos. En este proyecto, el estudio afecta directamente a estos dos últimos.

El músculo es un conjunto de unidades motoras, el cual puede contraerse y relajarse, como resultado de los impulsos del cerebro y la médula espinal.

Los músculos desarrollan tensión y cambian su longitud como consecuencia de un estímulo de extensión anterior, denominado fuerza de contracción muscular. Esta se gradúa al controlarse el número de axones que se estimulan y la frecuencia de estimulación de cada axón, produciendo la fuerza motora de casi todos los músculos del miembro superior. En la Figura 4 podemos observar todos los músculos y nervios del miembro superior.

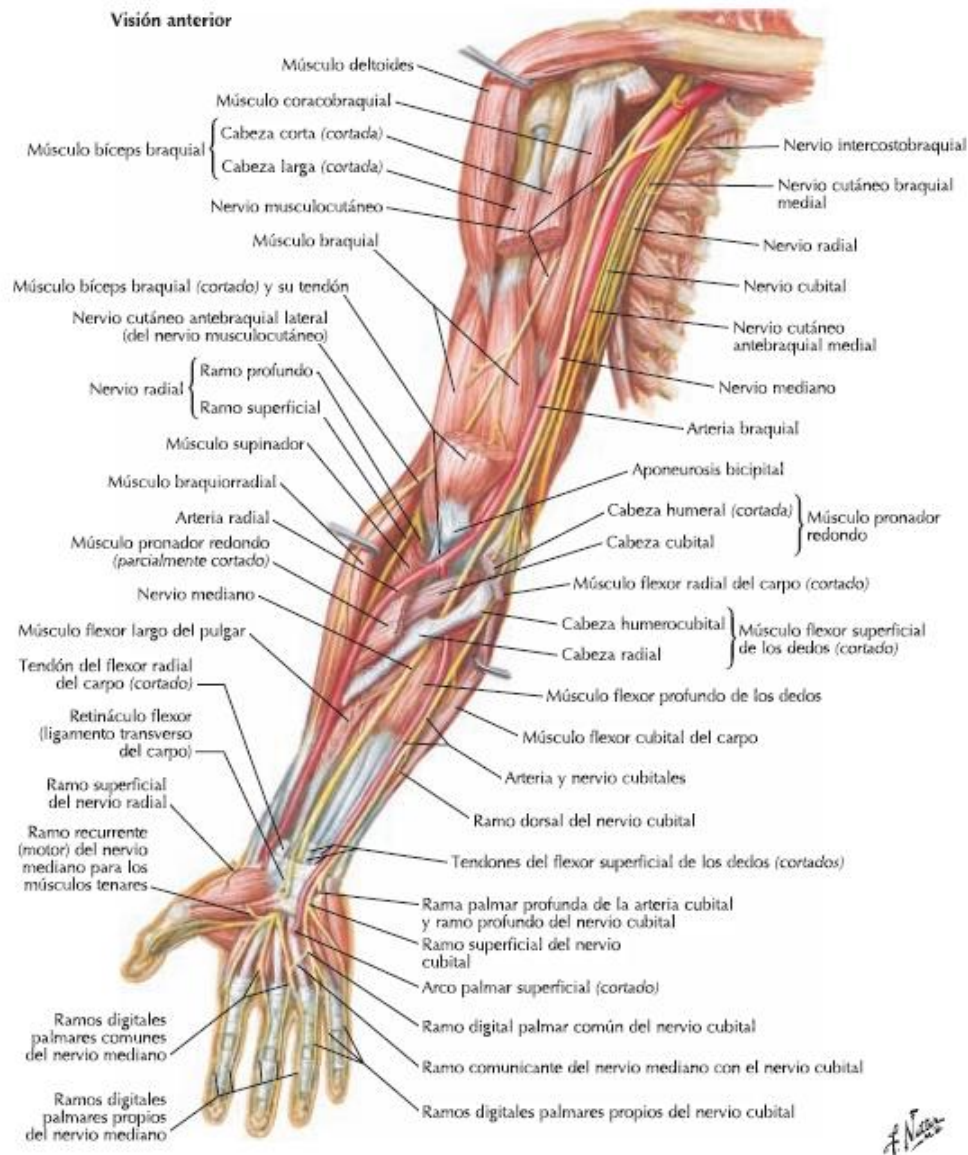


Figura 4. Músculos y nervios del miembro superior

En la siguiente Tabla 1, se muestran las articulaciones, músculos y acciones que involucran al miembro superior.

Articulación	Músculo	Acción
Muñeca	Flexor cubital del carpo	Flexión
	Flexor radial del carpo	
	Palmar largo	
	Extensor radial del carpo	Extensión
	Extensor cubital del carpo	
	Flexor radial carpo	Abducción
	Palmar largo	
	Extensor radial del carpo	
	Flexor cubital del carpo	Aducción
	Extensor cubital del carpo	
Antebrazo	Supinador	Supinación
	Bíceps braquial	
	Braquiorradial	
	Pronador redondo	Pronación
	Pronador cuadrado	
	Braquiorradial	
Codo	Bíceps braquial	Flexión
	Braquial anterior	
	Supinador largo	
	Tríceps braquial	Extensión

Tabla 1. Músculos del miembro superior

La mano es un órgano que permite la interacción del ser humano con su entorno. Está compuesta por 27 huesos conformados en 3 grupos (carpo, metacarpos y falanges), 39 músculos, 36 articulaciones y ligamentos, que al trabajar conjuntamente permiten a la persona ejecutar una cantidad variada de movimientos fundamentales en la rutina diaria. Cada dedo que conforma la mano está compuesto por tres falanges: proximal, medial y distal; y las falanges constan de tres partes: una cabeza redondeada distal, un cuerpo (diáfasis) y una base expandida [6]. En la Figura 5 se muestra la anatomía de una mano humana.

La región de la mano está formada por dos articulaciones: la articulación carpometacarpiana de los dedos trifalángicos, la cual realiza los movimientos de deslizamiento de los huesos; y la articulación carpometacarpiana del pulgar, realiza los movimientos de flexión/extensión, generados por el eje transversal. En esta misma articulación los movimientos de abducción y aducción del pulgar son permitidos por el eje anteroposterior [7].

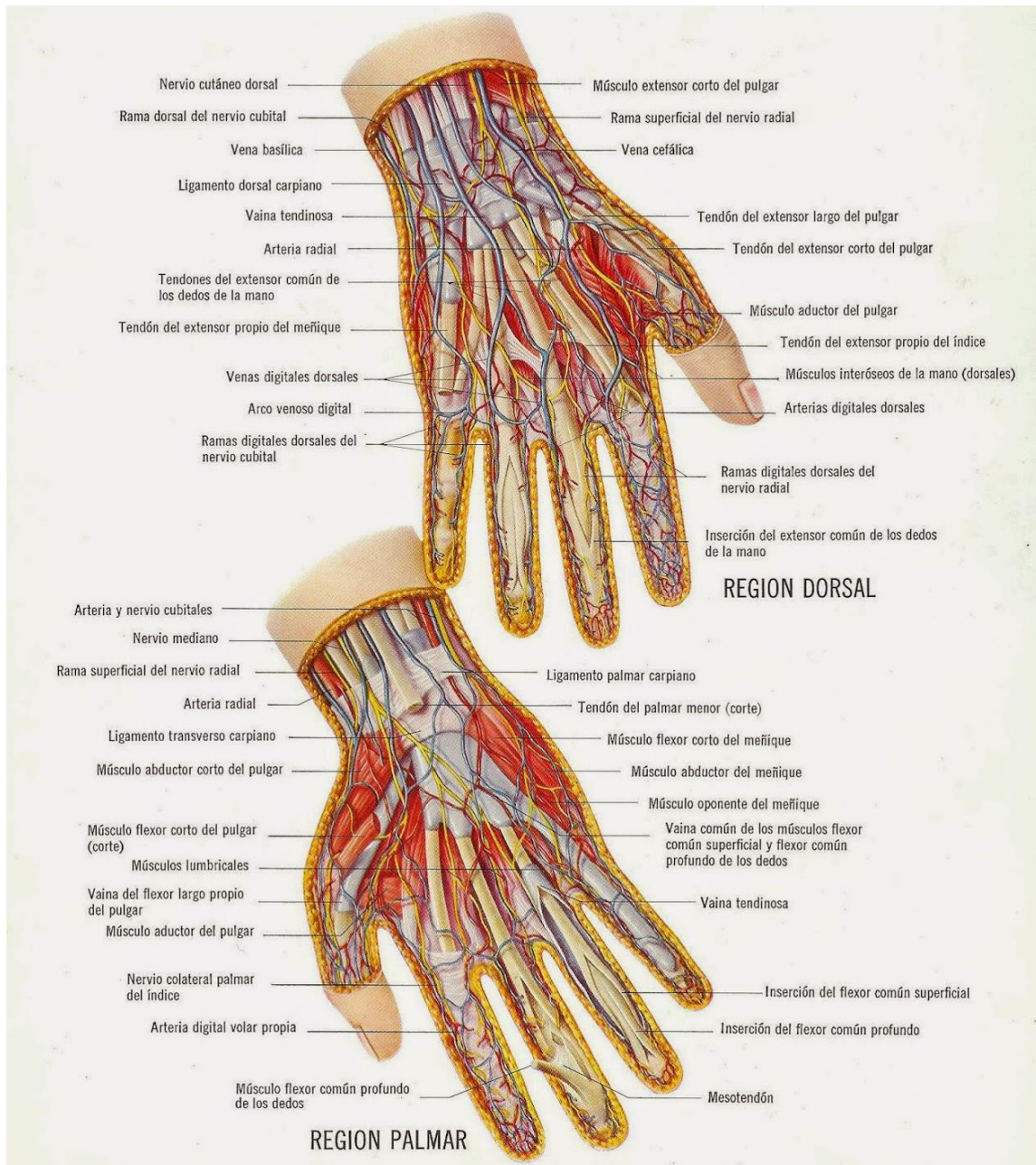


Figura 5. Anatomía de la mano

2.2. Generación

La excitabilidad de las fibras musculares por medio del control neuronal es fundamental en la fisiología del musculo. Este fenómeno se produce gracias a un modelo de membrana semi-permeable que describe las propiedades eléctricas del sarcolema (membrana citoplasmática de las células musculares).

El movimiento iónico genera diferencias de potencial en las membranas biológicas. Sin embargo, la distribución iónica no es simétrica a ambos lados de la membrana,

estableciéndose gradientes de concentración que, junto con las diferencias de potencial entre los espacios intracelular y extracelular, determinan la magnitud y sentido del flujo iónico.

Los procesos metabólicos celulares mantienen estas variaciones de concentración a costa de mecanismos de transporte activo, como la bomba Na/K que hidroliza una célula de ATP por ciclo de transporte [8].

Cuando no hay contracción, se genera un potencial de reposo en la membrana de la fibra de aproximadamente -80 a -90 mV debido a la diferencia iónica entre los espacios interior y exterior de una célula muscular.

La liberación de las sustancias transmisoras en las ramas terminales genera un potencial en la fibra muscular inervada por la unidad motora produciendo que fluyan iones de Na⁺, despolarizando la membrana y teniendo que ser restaurada por el intercambio de iones hacia el espacio extracelular [9].

Cuando se sobrepasa el umbral de Na⁺, el potencial de acción pasa a ser de +30 mV, que inmediatamente es restaurada por la repolarización e hiperpolarización de la membrana. El potencial de acción se propaga en todas las direcciones, generando una liberación de iones de calcio en el espacio intracelular, y produciendo un acortamiento de los elementos contráctiles de la célula muscular.

2.3. Adquisición de la señal EMG

La captación de las señales mioeléctricas de los músculos en el estudio de la electromiografía se produce mediante el uso de unos sensores llamados electrodos.

2.3.1. Electrodos

Los electrodos se encargan de transformar las corrientes iónicas presentes en el cuerpo humano en corriente eléctrica. Hay dos tipos de sensores: invasivos o no invasivos.

2.3.1.1. Sensores invasivos

Los sensores invasivos o electrodos intramusculares son aquellos que necesariamente deben penetrar la piel y estar adjuntos al músculo en estudio. Entre los que destacan están el electrodo aguja, con amplia capacidad para visualizar el MUAP, control de propiedades de las UM y electromiografía clínica exploratoria; y el electrodo tipo alambre fino, recomendado para los estudios profundos de kinesiología y

neurofisiológico, estudio limitado de las propiedades de las unidades motoras y un profundo estudio con grabación de músculos profundos [5].

2.3.1.2. Sensores no invasivos

Los sensores no invasivos o electrodos de superficie son aquellos que se colocan por encima de la piel. Pese a que no es necesaria la introducción subcutánea del electrodo, se debe tener en cuenta que con estos electrodos aún existe riesgo eléctrico para el paciente en caso de no contar con un sistema de aislamiento o seguridad del sistema electrónico.

La electromiografía de superficie se suelen utilizar para el estudio de la relación de tiempo de fuerza y la señal sEMG, estudio kinesiológicos superficial, estudio neurofisiológico superficial del músculo, estudio fisiológicos y establecer una relación entre un individuo y un aparato electromecánico [5].

2.3.1.2.1. EMG electrónicos multicanal

La principal ventaja de los EMG electrónicos multicanal de superficie es que la información topográfica relativa a la distribución de la actividad EMG sobre un músculo o las relaciones temporales entre los diferentes músculos se hace accesible.

La conexión en línea de varios electrodos de grabación bipolares da como resultado una grabación lineal de la matriz. Esto permite medir la propagación del sarcolema mediante la comparación del retardo de tiempo de las señales consecutivas, siempre que los electrodos estén alineados con la dirección de la fibra muscular [10].

Uno de los aspectos más importantes de la unidad de electrodo en los aparatos electrónicos que utilizaremos para obtener la señal es el diseño del mismo, ya que debe proporcionar la mínima distorsión y la más alta relación señal-ruido. Para ello deben cumplirse las siguientes características:

- *Amplificación diferencial:* Se utiliza con el fin de eliminar la señal de ruido potencialmente mayor de fuentes de alimentación. La señal es detectada en dos lugares, el circuito electrónico extrae las dos señales y amplifica la diferencia. La precisión con la que el amplificador diferencial puede extraer las señales es medida por Common Mode Rejection Ratio (CMRR) que suele tomar un valor de 90 dB. El funcionamiento de esta amplificación diferencial queda patente en la Figura 6.

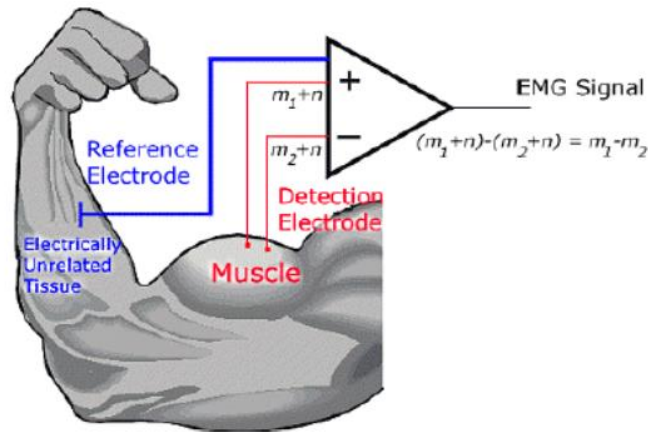


Figura 6. Esquema de la amplificación diferencial

- *Impedancia de entrada:* Puede variar entre miles de ohmios hasta varios mega ohmios.
- *Diseño de un electrodo activo:* Una impedancia de entrada elevada provoca que haya una capacitancia pequeña, lo cual es un problema que debe ser solucionado. Para ello, se realiza un diseño de “electrodo activo”, es decir, se coloca el amplificador diferencial lo más cerca posible de la superficie de detección del electrodo. Además, se logra obtener una impedancia de salida con un orden de 10 ohmios.
- *Filtrado:* La relación señal / ruido puede incrementarse mediante un filtro de 20-500 Hz con un roll-off de 12 dB / oct.
- *Estabilidad del electrodo:* La reacción química provocada entre los electrodos y los electrolitos de la piel debe permanecer estable durante el proceso [11].

2.3.2. Requisitos para el uso de sEMG

Los patrones de la señales mioeléctricas varían entre los diferentes individuos. Más aún, los cambios fisiológicos en los músculos, cambios en el contacto electrodo-piel, la impedancia eléctrica en la piel, la ubicación de los electrodos, fatiga, sudor, etc., difieren entre usuarios y en diferentes instantes. Todos estos factores pueden influir a una clasificación errónea durante el procesamiento de una señal EMG.

En el estudio con sEMG, el uso y ubicación de los electrodos es fundamental para la fiabilidad, calidad y amplio detalle para diagnóstico médico, por lo que debe producirse un proceso de limpieza de cutis o dermis a donde ser aplicado e incluso estar libre de vello u otros factores que impida o corrompa la señal [12].

3. Sistema Inercial

Un sistema de referencia inercial es aquel sistema de referencia en el que las leyes del movimiento cumplen las leyes de Newton:

- El punto de referencia del sistema se toma arbitrariamente.
- La orientación de los ejes también es arbitraria.
- Este sistema de referencia puede moverse pero el desplazamiento ha de ser siempre a velocidad lineal constante.

De esta manera, la variación del momento lineal del sistema es igual a las fuerzas reales sobre el sistema:

$$\frac{dp}{dt} = F_{real}$$

3.1. Sistemas de Navegación Inercial

La navegación inercial es una técnica de navegación autónoma en la que los acelerómetros y giroscopios proporcionan mediciones utilizadas para rastrear la posición y la orientación de un objeto con relación a un punto de referencia, orientación y velocidad conocidas. Las unidades de medida inercial (IMU) son sensores que contienen, por lo general, tres giroscopios de velocidad ortogonal y tres acelerómetros ortogonales, que miden la velocidad angular y la aceleración lineal, respectivamente. Mediante el procesamiento de señales de estos dispositivos es posible rastrear la posición y la orientación de un dispositivo.

Estos sistemas de navegación inercial se utilizan generalmente para la navegación de aviones, misiles, naves espaciales, buques o submarinos. Los últimos avances en el desarrollo de dispositivos MEMS o, también llamados sistemas microelectromecánicos, han permitido la fabricación de sistemas de navegación inercial más pequeños y sencillos, lo que ha conllevado su uso para el estudio de movimientos animales y humanos [13].

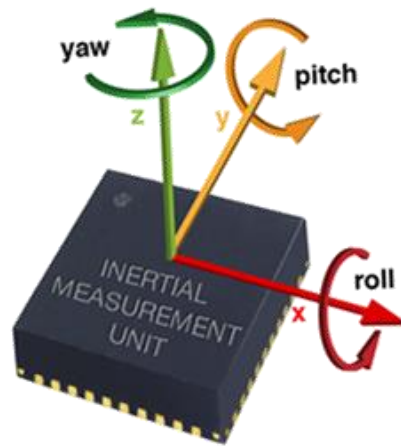


Figura 7. Orientación de una IMU

Las principales características de los sensores de una IMU son el rango de trabajo, el ancho de banda y la sensibilidad. En los acelerómetros que forman la IMU, el rango de trabajo se mide con la gravedad estándar $g = 9.8 \text{ m/s}^2$, aunque podemos encontrar IMUs con un rango de 1.5g, 2g, etc. Esto producirá cambios en la sensibilidad, quedando reducida según se aumenta este rango. En los giróscopos, las unidades de medida son en $^\circ/\text{s}$ y una sensibilidad de $\text{mV}/^\circ/\text{s}$. El rango de medida suele ser de $\pm 200 \text{ }^\circ/\text{s}$, $\pm 300 \text{ }^\circ/\text{s}$, etc. En los magnetómetros, en caso de haber, el rango se calcula en gauss= $1 \text{ maxwell}/\text{cm}^2$.

3.1.1. Clasificación de los sistemas inerciales

Los IMUs se pueden clasificar en dos tipos de sistemas, que se diferencian entre sí por el marco de referencia en el que funcionan los giróscopos y los acelerómetros. El marco de referencia del sistema de navegación es el marco del cuerpo y el marco en el que nos estamos moviendo.

3.1.1.1. Sistemas de plataforma estable

En los sistemas de plataforma estable, los sensores inerciales se encuentran sobre una plataforma aislada de cualquier movimiento rotacional externo. Esto se produce mediante el montaje de la plataforma utilizando marcos, que permiten el movimiento libre de la plataforma en los tres ejes. Mientras que los giróscopos ubicados en la plataforma detectan cualquier tipo de rotación.

Estas señales se devuelven a los motores de torsión que hacen girar los marcos anulando estas rotaciones y manteniendo la plataforma alineada con el marco global.

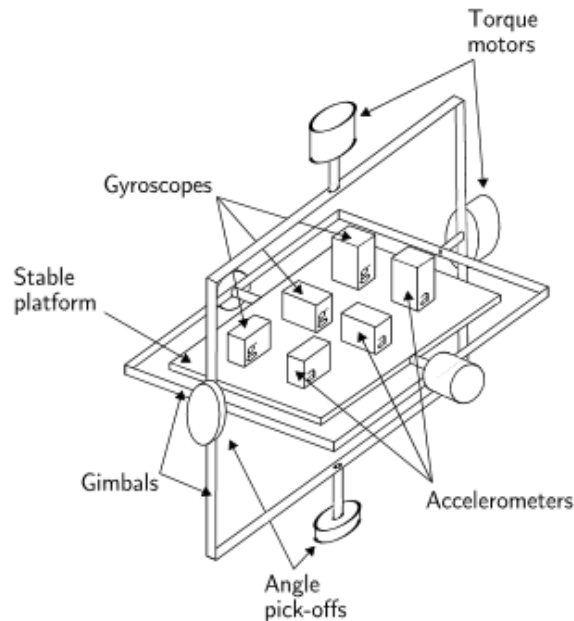


Figura 8. Sistema inercial estable

3.1.1.2. Sistema Strap-down

En el sistema Strapdown los ejes de los sensores están montados rígidamente sobre el dispositivo y alineados con los ejes del móvil. Para mantener la orientación, las señales de los giroscopios de velocidad se encuentran integradas. Para la posición de la pista, las tres señales del acelerómetro se calculan en coordenadas globales utilizando la orientación conocida, según se determina mediante la integración de las señales giroscópicas. Las señales de aceleración global se integran entonces como en el algoritmo de plataforma estable. Los sistemas Strapdown han reducido la complejidad mecánica y tienden a ser físicamente más pequeños que los sistemas de plataforma estable. Estos beneficios se logran a costa de una mayor complejidad computacional. A medida que el costo de la computación ha disminuido los sistemas strapdown se han convertido en el tipo dominante de INS [14].

3.1.2. Componentes de una IMU

Las IMU están formadas, como mínimo, de un giróscopo y de un acelerómetro, para captar una aceleración y una velocidad angular determinada. Aunque es interesante conocer la aceleración y la velocidad angular en los tres ejes del sistema de referencia

inercial, por lo que podremos llegar a contar con tres giróscopos y tres acelerómetros [14].

3.1.2.1. Giróscopos

Son dispositivos que miden la orientación, basándose en los principios de la conservación del momento angular.

Aunque hay varios modelos de giróscopos como mecánicos u ópticos, las unidades de medida inercial utilizan giróscopos MEMS, integrados y de tamaño reducido. En la salida se produce un voltaje, cuya variación medida en $^{\circ}$ /seg nos indica la velocidad del sensor. Tienen un error constante llamado bias.

3.1.2.2. Acelerómetros

Dispositivo capaz de medir la aceleración. Al igual que los giróscopos, hay diferentes tipos de acelerómetros como pueden ser los mecánicos o los de estado sólido. Sin embargo, los utilizados en los IMUs son los acelerómetros integrados en silicio. Calculan la aceleración a través del voltaje producido entre dos placas. Son muy precisos en situaciones estables pero tienen un gran error cuando se producen movimientos con mucha vibración o de poca estabilidad.

3.1.2.3. Microprocesador

Algunas IMU incluyen un microprocesador programable que define la frecuencia de trabajo de la unidad, que será el tiempo que transcurre desde que se recoge el dato del primer sensor hasta que se envía el dato procesado del último sensor.

La mayoría de los microprocesadores incluyen un conversor analógico-digital, para así convertir el voltaje dado por el sensor en una muestra.

4. Myo Gesture Control Armband

Myo Armband es un brazalete, desarrollado por la compañía canadiense Thalmic Labs, que lee y recoge la actividad eléctrica de músculos para controlar, de manera inalámbrica, otros dispositivos con gestos y movimientos del brazo.



Figura 9. Myo Gesture Control Armband

Este dispositivo está formado por ocho sensores EMG que funcionan de una manera similar a otros electrodos de superficie, representando el potencial eléctrico de los músculos, como respuesta a la activación muscular, gracias a las señales EMG devueltas por los sensores [15]. Sin embargo, debido al bajo potencial eléctrico del músculo, las señales son sensibles a otras fuentes de ruido eléctrico como el inducido por la pared eléctrica. La gama de potenciales proporcionados por el brazalete Myo está entre -128 y 128 en unidades de activación [16]. Estas unidades de activación son valores enteros de la amplificación de los potenciales medidos por los sensores EMG. El brazalete Myo es capaz de extraer datos sEMG a una velocidad de muestreo de 200Hz.

El Myo Armband también tiene una unidad de medición inercial (IMU) que contiene un giroscopio de tres ejes, un acelerómetro de tres ejes y un magnetómetro de tres ejes [16] con los que se puede determinar la orientación y el movimiento del brazo de un usuario. Los datos de orientación indican el posicionamiento del brazalete en términos de yaw, pitch y roll, como ha sido descrito en apartados anteriores. La velocidad angular del brazalete se proporciona en un formato vectorial y el acelerómetro

representa la aceleración producida en un momento determinado. Sin embargo, el brazalete Myo es más adecuado para determinar el posicionamiento relativo del brazo en lugar de la posición absoluta, una consideración a tener en cuenta al aplicar algoritmos de reconocimiento de patrones. Esta extracción de datos IMU se produce con una frecuencia de muestreo de 50Hz.

4.1. Especificaciones técnicas

Una de las principales y más importantes características técnicas de Myo Armband es que no requiere de ningún aparato de seguimiento de los movimientos realizados, sino que, al ser inalámbrico, se comunica con otros dispositivos mediante Bluetooth 4.0 de baja energía [17].

En cuanto al aspecto físico se refiere, tiene un tamaño extensible de entre 19 y 34 cm sobre la circunferencia del antebrazo, gracias a una banda ajustable; pesa 93 gramos y tiene un grosor de aproximadamente 1,15 cm.

Sobre el hardware del Myo cabe destacar:

- *Sensores*: Sensores EMG de acero inoxidable de grado médico e IMU de nueve ejes altamente sensible con giroscopio de tres ejes, acelerómetro de tres ejes, magnetómetro de tres ejes.
- *LEDs*: Indicadores LED duales.
- *Procesador*: ARM Cortex M4
- *Retroalimentación háptica*: Vibraciones cortas, medias y largas

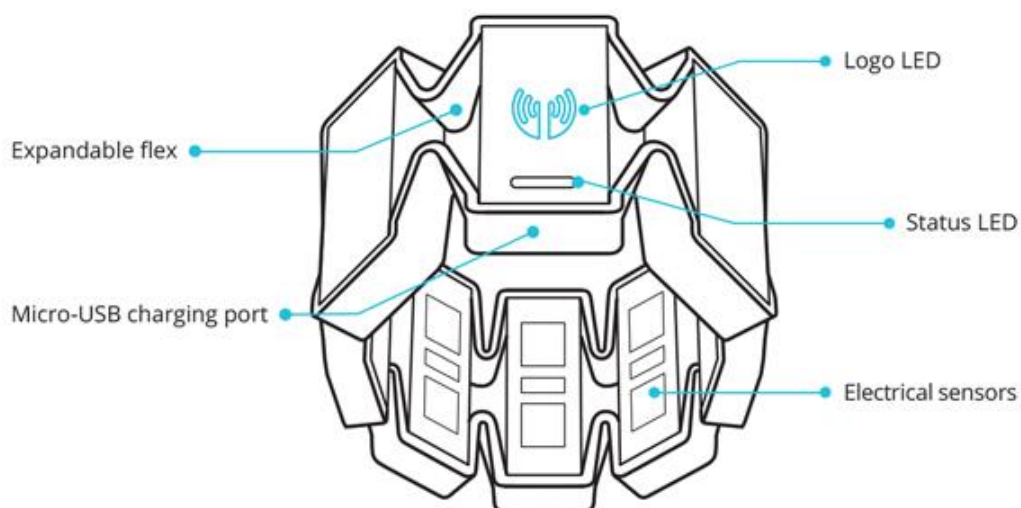


Figura 10. Características técnicas del Myo Armband

Y, sobre todo, gracias a los sensores de alta sensibilidad que posee este dispositivo, está configurado para reconocer e identificar cinco movimientos de la mano diferentes, tal y como se muestra en la Figura 11. Si bien, en este proyecto se analizarán otros gestos y movimientos indicados más adelante.



Figura 11. Gestos reconocidos por el Myo Armband

4.2. Desmontando el Myo Armband

Una vez descritos el hardware del Myo Armband es importante visualizar como es el dispositivo por dentro y su composición. Este desmontaje fue llevado a cabo por la empresa Adafruit Industries [18]. En la Figura 12, se pueden observar algunas imágenes que muestran la constitución física del brazalete en su interior.



Figura 12. Desmontaje del Myo Armband

Se puede observar el hardware del sensor EMG principal integrado en el interior de las vainas que componen el brazalete, con la placa base del dispositivo y las baterías. La placa base contiene el resto del hardware del dispositivo que nos interesa.

La placa base del Myo, mostrada en la Figura 13, está formada por el microcontrolador (MCU), sensor IMU y módulo de baja energía (BLE) Bluetooth. También está situado en la misma vaina un motor de vibración unido a la placa de la batería. La serie MC de Freescale Kinetis M contiene un núcleo de CPU de Cortex M4 de 72MHz de ARM de 32 bits. El módulo BLE permite la comunicación externa entre Myo y otro dispositivo electrónico. El chip IMU fabricado por Invensense es un modelo de 9 ejes que contiene un procesador digital de movimiento a bordo (DMP) que realiza la fusión del sensor en los datos aún no procesados. El MPU-9150 contiene un magnetómetro de 3 ejes, un giroscopio de 3 ejes y un acelerómetro de 3 ejes, todos en la misma matriz de silicio. Todas las salidas de datos se almacenan de un búfer FIFO (first-in-first-out) que es leído por la MCU a través de una interfaz de interfaz periférica serie (SPI) o de circuito intercomunicado (IIC o I2C) autobús [19].

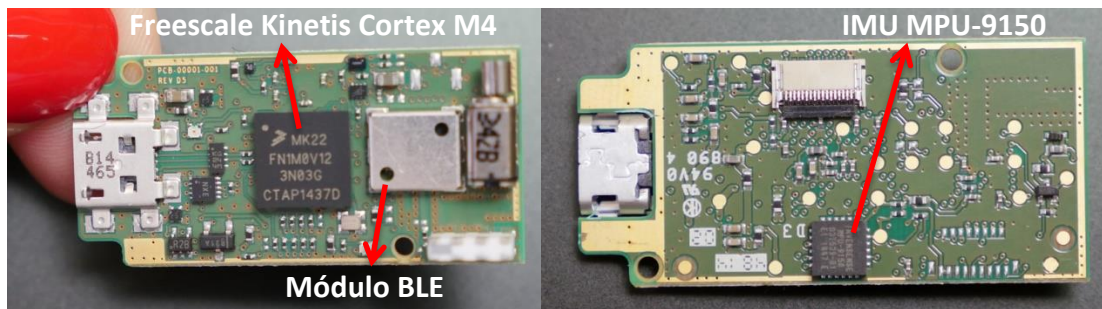


Figura 13. Placa base del Myo Armband

4.3. Posicionamiento del dispositivo

Cada vez que se procede a la realización de pruebas o toma de datos con el Myo es importante la correcta colocación del dispositivo. Siempre deberá ser posicionado en el mismo lugar haciendo coincidir los electrodos con su ubicación utilizada en ocasiones anteriores. De esta manera, garantizaremos una mayor fiabilidad en los datos estudiados. Aunque es cierto que existe una gran dificultad en la colocación del dispositivo exactamente en la misma posición en diferentes sesiones de trabajo, ya que siempre quedará desplazado algunos milímetros y por tanto puede dar lugar a resultados algo engañosos o no fiables al 100%. Por lo que lo ideal sería la adquisición de datos en la misma sesión. En las Figuras 14 y 15 se muestra las dos posiciones empleadas a lo largo de este proyecto en función de los movimientos analizados, aunque la mayoría de los estudios realizados se realizarán con el Myo en el antebrazo, como muestra la Figura 14.



Figura 14. Posicionamiento 1 en la parte superior del antebrazo



Figura 15. Posicionamiento 2 en la parte inferior del brazo

Algo a resaltar en la colocación del aparato es que, a diferencia de otros sensores EMG, el brazalete Myo no requiere que el usuario rasure el área alrededor de la cual se llevará el brazalete. Esto permite procedimientos de configuración más sencillos en entornos experimentales o del mundo real.

En cuanto a la numeración de los electrodos de cara al análisis individual de cada uno de los canales EMG, será la mostrada en la Figura 16.



Figura 16. Enumeración de los canales EMG.

Es recomendable que el electrodo principal del brazalete, es decir, el que contiene el logo con el LED azul, se sitúe entre el músculo Braquiorradial y el extensor radial largo del carpo, es decir, paralelo al eje longitudinal del humero a la punta del acromion. En la tabla mostrada a continuación se puede observar los músculos que participan en la adquisición de las señales cuando el dispositivo se encuentra posicionado en el antebrazo.

Músculo	Acción
Braquiorradial	Flexiona el antebrazo a la altura del codo
Extensor radial largo del carpo	Extensión y abducción de la muñeca
Pronador redondo	Pronación y flexión del antebrazo
Flexor radial del carpo	Flexión y abducción radial de la mano
Palmar largo	Flexión de muñeca con desviación radial
Flexor superficial de los dedos	Flexión de la muñeca y de las falanges media y proximal de los dedos
Flexor cubital del carpo	Flexión de la muñeca y abducción del carpo

Tabla 2. Músculos sobre los que se posicionan los EMG del Myo

4.4. Configuración inicial del Myo Armband

Para poder configurar el brazalete Myo por primera vez será necesaria la instalación del Myo Connect [20]. Esta aplicación, además, nos permitirá posteriormente el uso del dispositivo en otras aplicaciones o trabajar con el Myo SDK, cuya utilidad en este proyecto será analizada más adelante.

Cada vez que se quiera trabajar con el dispositivo habrá que, en primer lugar, conectar el adaptador USB Bluetooth al ordenador, que es lo que nos permite utilizar el Myo de manera inalámbrica. En segundo lugar, habrá que conectar con el cable micro USB el brazalete al ordenador para su encendido. En ocasiones, será necesario esperar a que el Myo se caliente para tener una conexión fuerte y efectiva con el brazo. Cuando esté listo, se transmitirá una vibración continua durante algunos segundos.

Una vez instalado Myo Connect, el programa se iniciará automáticamente mostrándose una guía de introducción [21]. Se preparará un registro del aparato, para el cual habrá que asignarle un nombre. Una vez registrado y actualizado será momento de sincronizarlo con el brazo.



Figura 17. Sincronización del Myo Armband con el usuario

Al iniciar esta sincronización, Myo Connect identificará en que braza se encuentra colocado el aparato. Si la identificación es correcta, se procederá a enseñar al dispositivo los 5 gestos básicos que tiene reconocidos. Una vez realizado este proceso, no será necesario repetirlo cada vez que queramos utilizar el brazalete.

4.5. Aplicaciones

El brazalete Myo tiene multitud de aplicaciones en nuestra vida diaria, tanto para el ocio como con fines médicos [16]. En el mundo del entretenimiento se emplea, por ejemplo, en el manejo de aplicaciones informáticas, tales como Spotify, Netflix o Youtube, en videojuegos o presentaciones. También permite el libre control de drones, o incluso el famoso dj Armin Van Buuren lo utiliza para el control de luces y efectos especiales durante sus actuaciones en festivales alrededor del mundo.

En el mundo de la medicina cada vez se encuentran más aplicaciones a este dispositivo. En la universidad Johns Hopkins, un paciente lleva un brazo protésico unido directamente a su esqueleto, y usa dos brazaletes Myo en la parte superior del brazo para detectar la actividad eléctrica de sus músculos, permitiéndole controlar dicha prótesis (Figura 18).



Figura 18. Brazo protésico controlado con la ayuda del Myo Armband

También se utiliza para la visualización de imágenes médicas y la obtención de información en tiempo real, sin contacto directo sobre el paciente. Por último, también destacan las recientes investigaciones con el brazalete Myo que, combinado con otros sensores de movimiento, se emplea con el fin de poder ayudar a traducir el lenguaje de signos, utilizado por personas con discapacidades auditivas, en una pantalla de ordenador.

5. Algoritmo SDK

El Myo SDK es un conjunto formado por un código ejecutable binario, librerías, cabeceras, clases y demás documentación e información para poder trabajar e interactuar con el brazalete Myo. Además incluye códigos de ejemplo que implementan los archivos anteriores [22].

Para poder interactuar con el Myo es necesaria la biblioteca *libmyo*, cuya funcionalidad se debe a una API C y, gracias a la cual permite el acceso de aplicaciones en varios lenguajes de programación. En la Figura 19 se puede observar un diagrama que ilustra el desarrollo de una aplicación que emplea el SDK de Myo hasta el dispositivo físico:

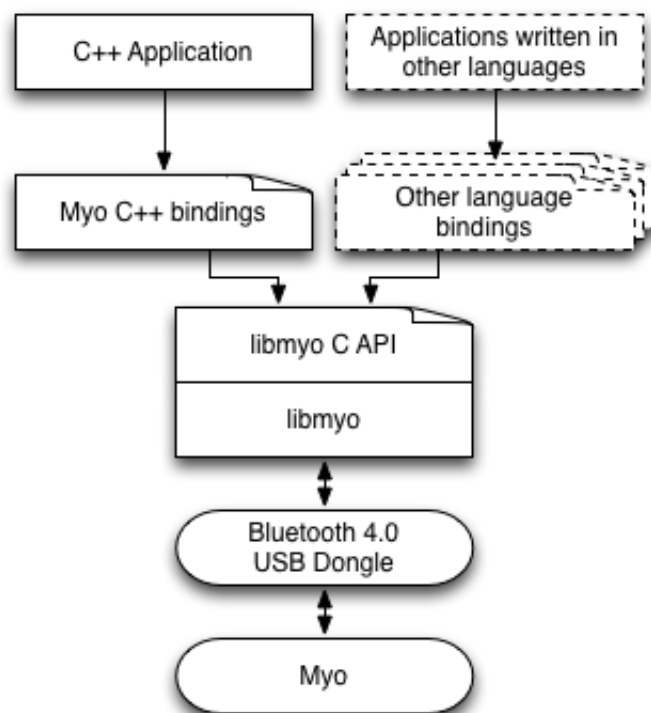


Figura 19. Diagrama de flujo de datos SDK desde el dispositivo Myo hasta las diferentes aplicaciones

Además el SDK proporciona una serie de bindings para C++. Esto son adaptaciones de una biblioteca que permite su empleo en lenguajes de programación distintos al que ha sido escrita. Se puede acceder a las siguientes características por la definición de clases:

- Clase *“myo::Hub”* – Permite el uso del SDK.
- Clase *“myo::Myo”* – Representa al brazalete Myo.
- Clase *“myo::Pose”* – Las poses son representadas en esta clase
- Objeto *“myo::Quaternion”* – Objeto que representa las orientaciones.

- Clase “*myo::Vector3*” – Clase que representa las 3 dimensiones vectoriales.

5.1. Myo SDK MATLAB MEX Wrapper

Gracias a los bindings de C++, podemos utilizar las cabeceras, librerías y demás partes del código del Myo SDK para el análisis y procesamiento a través de Matlab de los datos recogidos con el dispositivo. Para poder trabajar con el código de Matlab será necesario haber ejecutado paralelamente el Myo Armband Manager, el software de Thalmics Lab.

Para el desarrollo de este proyecto, se ha utilizado el Myo SDK Matlab Mex Wrapper, elaborado por Mark Tomaszewski. Este paquete contiene una clase simplificada, MyoMex, que permite transmitir datos de uno o dos dispositivos Myo una frecuencia de 200Hz (EMG) y a 50Hz (IMU), es decir, las frecuencias reales del dispositivo. Sin embargo, el software presenta limitaciones a la hora de obtener datos EMG de dos brazaletes a la vez, pero que no supondrá impedimento en el desarrollo de este trabajo, que solo precisa el uso de uno [23]. Además, para cumplir con los objetivos y propósitos de este trabajo, también ha sido precisa alguna modificación en el algoritmo de base y la adición de código. El diagrama de flujo de la Figura 19 mostrada en el apartado anterior, adaptado a la interfaz Matlab quedaría de la siguiente manera:

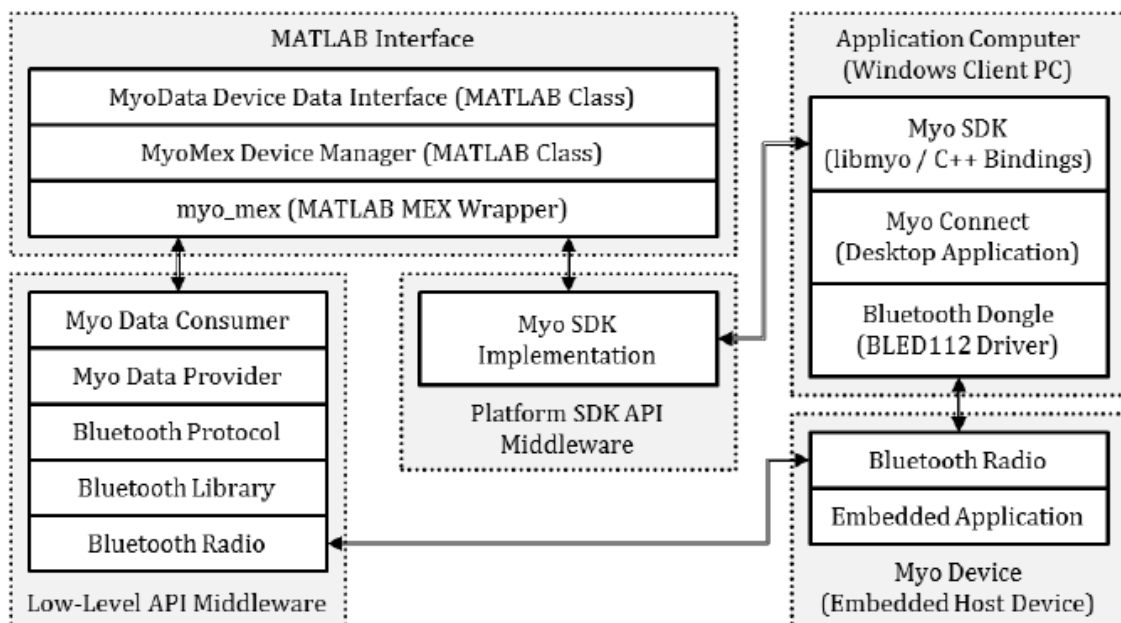


Figura 20. Diagrama de flujo entre el dispositivo Myo, las APIs de Myo y los middleware

5.1.1. Clase *MyoMex*

Esta clase es un código wrapper o envoltorio para el Myo SDK. Esta clase gestiona el estado de la función MEX `myo_mex`, la cual proporciona la interfaz a Myo SDK, y por lo tanto los datos del dispositivo físico Myo. Se puede considerar que el `MyoMex` es el “pegamento” entre los datos de Myo SDK y los objetos de tipo `MyoData`.

El uso del `MyoMex` es muy simple:

- 1) Iniciar `MyoMex`.
- 2) Acceso a los objetos del `MyoData`.
- 3) Limpiar la instancia de `MyoMex`. La instancia es un objeto que utiliza los métodos que sobrecargan el funcionamiento de los operadores y funciones cuando hay que aplicarlos al objeto considerado [24].

El uso mínimo del código de `MyoMex` se resumiría en:

```
m = MyoMex(); % Por defecto se empareja con Myo Connect a un solo Myo
pause(1);      % Espera de un segundo
m.myoData      % Muestra el objeto MyoData
m.delete();    % Destruye MyoMex
```

Figura 21. Ejemplo mínimo de la clase `MyoMex`

Así pues `MyoMex` llama a la función `myo_mex` e inicializa una conexión de datos durante el tiempo de ejecución. El constructor `MyoMex` toma una entrada opcional para especificar el número de dispositivos Myos se esperan, hasta un máximo de dos. Para la correcta detección de los dispositivos será necesario que, de manera paralela, esté conectada la aplicación `MyoConnect`. De esta manera, se garantizará la recogida de datos de los Myos. En caso de que esté desconectada, `MyoMex` cerrará automáticamente su ejecución.

Después de la inicialización de `myo_mex`, `MyoMex` vuelve a llamar a dicha función para iniciar un nuevo hilo de trabajo. En el entorno `myo_mex`, todas las muestras de datos de Myo SDK se colocan en cola en un búfer FIFO (“First In, First Out”) esperando a que `MyoMex` vuelva a llamar y obtenga los datos.

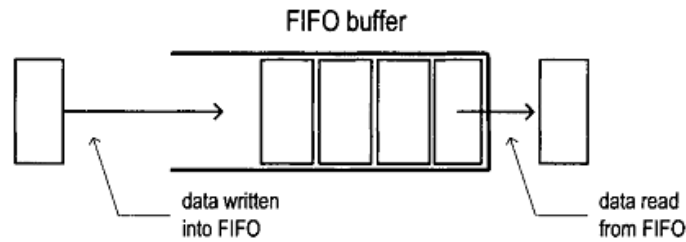


Figura 22. Implementación de un búfer FIFO

Por último, el MyoMex inicializará un temporizador. Este temporizador programa callbacks en la función `myo_mex` para buscar los datos fuera de la FIFO. La devolución de llamada del temporizador vuelve a llamar a `myoData` (un objeto `MyoData`) para proporcionarle el último lote de muestras.

La programación orientada a objetos en Matlab implica el uso de clases que permiten la definición de propiedades, métodos y eventos. Las propiedades de la clase `MyoMex` son las mostradas en la Figura 23, las cuales son de tipo privado de manera que no permiten su acceso y/o posible modificación.

```

properties
    newDataFcn
end
properties (SetAccess = private)
    % myo_data  Objetos de datos para dispositivos físicos de Myo
    myoData
end
properties (Dependent,Hidden=true)
    currTime
end
properties (Access=private,Hidden=true)
    timerStreamingData
    nowInit
    DEFAULT_STREAMING_FRAME_TIME = 0.040
    NUM_INIT_SAMPLES = 4
end

```

Figura 23. Propiedades de la clase MyoMex

A su vez, la clase `MyoMex` cuenta con diferentes métodos y subrutinas:

- *function this = MyoMex(countMyos,logDataFlag)*
 Construye un objeto `MyoMex`. La entrada de la función será determinada como un escalar numérico que especifica el número de dispositivos Myo físicos que se espera encontrar en Myo Connect. La construcción fallará si Myo Connect proporciona el Myo SDK con más o menos Myos que `countMyos`. Esto se

calcula comparando CountMyos - Number of Myos. Este parámetro es opcional con un valor predeterminado 1. En cuanto al argumento de salida siempre será necesario. Deberá mantenerse esta variable a lo largo del ciclo de vida de MyoMex y luego llamar explícitamente al método delete () al finalizar el objeto.

- *function timerStreamingDataCallback(this,~,~)*
MyoMex.timerStreamingData activa esta devolución de llamada para programar la recolección de los datos de los dispositivos Myo en myo_mex. Posteriormente, los datos obtenidos se envían a myoData para el registro y acceso futuro. Si se detecta algún error durante la toma de datos, el callback limpia myo_mex y MyoMex, invalidando este objeto. Sucede, por ejemplo, cuando se apaga un dispositivo Myo.

También cuenta con una serie de wrappers o envoltorios para la interfaz de myo_mex. Se llamará a las funciones de la pulsera a través de otras funciones internas.

- *function myo_mex_assert_ready_to_init()*
El propósito de esta función es validar que myo_mex no está bloqueado antes de la inicialización del myo_mex. Si myo_mex no está bloqueado, se prosigue con normalidad, que es lo que debería ocurrir. Sin embargo, podría ocurrir algún comportamiento inesperado que provoque que myo_mex estuviese bloqueado. Se comprobará el problema y se intentará desbloquear myo_mex informando al usuario de lo acontecido. Por último, si estos intentos no recuperan un estado desbloqueado, entonces error.

En la Figura 24 se muestra el diagrama de proceso para el ciclo de vida de MyoMex incluyendo las operaciones que cruzan el límite MEX.

El funcionamiento del diagrama es el siguiente:

El constructor de MyoMex llama a myo_mex ('init', countMyos), instancia su propiedad myoData y llama al método startStreaming () para la configuración de datos. El constructor de MyoData instancia un vector de objetos de longitud countMyos. El método startStreaming () de MyoMex crea e inicia el Timer de actualización que programa llamadas MyoMex en myo_mex ('get_streaming_data'). Entonces el método timerStreamingDataCallback () completa el ciclo de MyoMex. Con el comando get_streaming_data pasamos los datos a MyoData y al método addData de MyoData. Mientras tanto currTime contabiliza el tiempo desde que MyoMex fue instanciada [19].

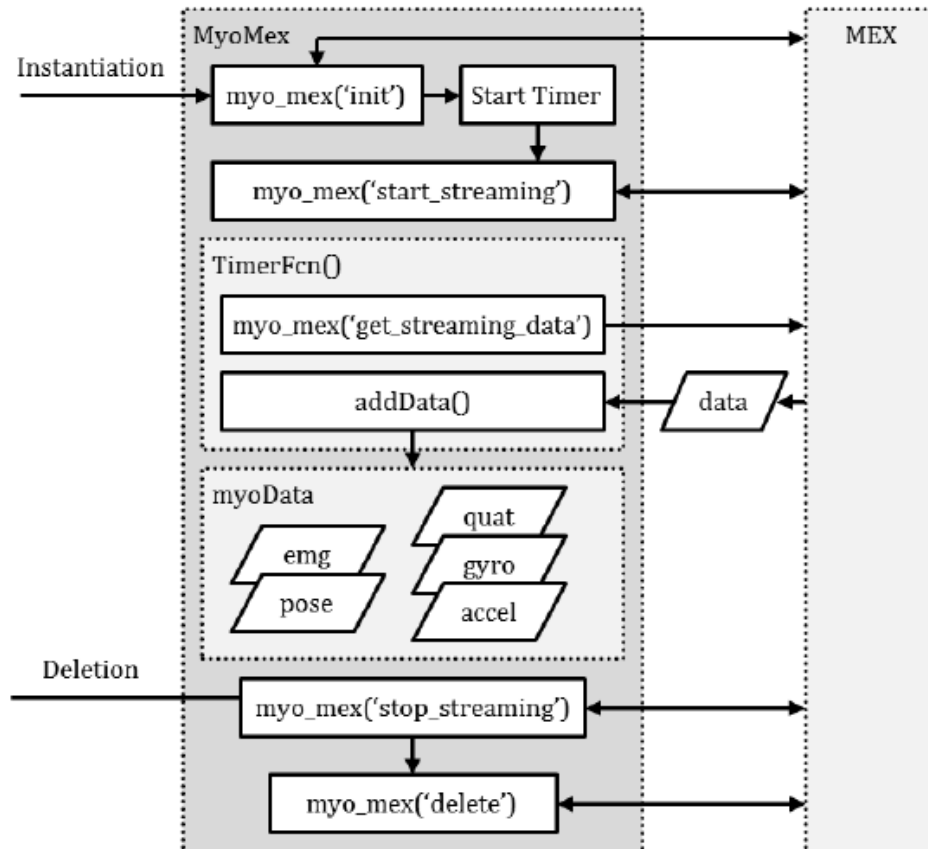


Figura 24. Funcionamiento de la envoltura de clases de Myo en Matlab

5.1.2. Clase *MyoData*

El objetivo principal de la clase *MyoData* es recopilar los datos de un dispositivo Myo físico. Esta clase ofrece los datos Myo a los usuarios a través de las denominadas propiedades `<data>` y `<data> _log`. Se supone que *MyoData* es propiedad de un proveedor de datos, tal y como un objeto *MyoMex*. Los usuarios simplemente adquieren el handle a un objeto *MyoData* del proveedor y luego usan los datos obtenidos. El handle es una especie de puntero inteligente que son utilizados cuando un programa hace referencia a bloques de memoria u objetos controlados por otros sistemas. En definitiva, el objeto *MyoMex* llama repetidamente a *MyoData* para darle más datos a medida que este se encuentra disponible.

```
mm = MyoMex(); % Ejemplo de MyoMex con un Myo
m = mm.myoData; % Adquiere el handle de MyoData
```

Figura 25. Ejemplo mínimo de la clase *Myo Data*

De esta forma, el objeto MyoData va acumulando los registros de datos del dispositivo Myo que va proporcionando MyoMex. Las propiedades <data> de esta clase son las mostradas en la Figura 26.

```
m.timeIMU % timeIMU se corresponde con la IMU y el estado de los sig datos
m.quat
m.rot      % Matriz de rotacion - calculada a partir del quat
m.gyro     % sensor de giroscopo
m.gyro_fixed % sensor de giroscopo - calculado a partir de giroscopo y quat
m.accel    % sensor de aceleracion
m.accel_fixed % sensor de aceleracion - calculado a partir de acelerometro y quat
m.pose     % datos enumerados - valores logicos a continuacion
m.pose_rest
m.pose_fist
m.pose_wave_in
m.pose_wave_out
m.pose_fingers_spread
m.arm      % datos enumerados - casos logicos a continuacion
m.arm_right
m.arm_left
m.arm_unknown
m.xDir     % datos enumerados - valores logicos a continuacion
m.xDir_wrist
m.xDir_elbow
m.xDir_unknown

m.timeEMG % datos EMG sin procesar
m.emg
```

Figura 26. Propiedades <data> de la clase MyoData

Las propiedades <data>_log son las mismas que las mostradas en la anteriormente, seguidas del apéndice “_log”.

Ahora se procederá a definir las propiedades:

- “timeIMU”: Este es el periodo de muestreo a 50 Hz de los datos de la unidad de medición inercial (IMU). Estos datos incluyen quat, gyro y accel. Otros datos como rot, gyro_fixed y accel_fixed son calculados a partir de los datos IMU anteriores. El resto de datos como pose, arm y xDir también se muestrean en esta base de tiempo.
- “quat”: Representa la orientación del Myo. Se trata de una matriz 1x4 de elementos unitarios del cuaternión con la parte escalar enumerada en primer lugar. Es decir, si:

$$q = s + vx * i + v * j + vz * k \quad \rightarrow \quad quat = [s, vx, vy, vz]$$

Además, la interpretación del quat como una rotación o transformación depende de la definición de la rotación de cuaternión. En esta implementación,

obtenemos el vector r girando un vector p por cuaternión q usando una multiplicación típica de cuaternión tal que:

$$[0; r] = q * [0; p] * q^{-1}$$

En este sentido, $quat$ gira el vector p desde los componentes del marco del sensor hasta los componentes del marco fijo de referencia.

- “*rot*”: Matriz de rotación que representa la orientación del Myo. Esta es una matriz de 3x3. Calculada a partir de $quat$, esta matriz de rotación transforma un vector 3x1 p de coordenadas en el marco del sensor a un vector r con coordenadas en el marco fijo, tal que:

$$r = rot * p$$

- “*gyro*”: Son los datos del giróscopo medidos en [deg/s]. Se trata de una matriz 1x3 de componentes de la velocidad angular del cuerpo representada en el marco del sensor de Myo. Los datos de $gyro_fixed$ serán aquellos calculados a partir de $gyro$ y de $quat$.
- “*accel*”: Son los datos del acelerómetro [g]. Se trata de una matriz 1x3 de componentes de la aceleración de la gravedad representados en el marco del sensor de Myo. Los datos $accel_fixed$ son calculados a partir del $quat$ y de $accel$.
- “*pose*”: Indica el gesto detectado (enum). Se trata de un valor enumerado, por lo que accede a la indicación lógica de un gesto concreto con las propiedades de $pose_suffix$.
- “*arm*”: Indica cual es el brazo utilizado por el usuario (enum). Se trata de un valor enumerado, que accede a la indicación lógica de un brazo concreto con las propiedades de arm_suffix .
- “*xDir*”: Indica la dirección del eje x del sensor Myo (enum). Se trata de un valor enumerado, que accede a la indicación lógica de una $xDir$ determinada con las propiedades de $xDir_suffix$.
- “*timeEMG*”: Es el periodo de muestreo para los datos sEMG con una frecuencia de 200 Hz.
- “*emg*”: Son los datos de los 8 sensores de superficie sEMG. Es una matriz 1x8 de datos en el rango [-1,1] a una frecuencia de 200 Hz.
- “*isStreaming*”: Indica el estado del registro de datos (lógico). Este estado es conmutado por los métodos `startStreaming` y `stopStreaming`.

A su vez, la clase `MyoData` cuenta con diferentes métodos y subrutinas, entre las que destacan:

- *function this = MyoData(countMyos)*
Instancia un vector de objetos `MyoData`. Un objeto `MyoData` representa los datos de un dispositivo Myo físico. Estos objetos son utilizados por `MyoMex` para almacenar e interactuar con los datos a medida que se recopilan desde un

brazalete. Este constructor toma un número escalar, countMyos, y la longitud resultante es de al menos 1.

- `"function addDataIMU(this,data,currTime)"` y `"function addDataEMG(this,data,currTime)"`

Se encargan de la gestión interna de datos. Para ello comprueban que el número de muestras que se van añadiendo son menores que el número de muestras que se descartan.

- `"function pushLogsIMU(this,t,q,r,g,gf,a,af,p,m,x)"` y `"function pushLogsEMG(this,t,e)"`

Son funciones que van guardando respectivamente las muestras de IMU y EMG, por concatenación.

Además podemos encontrar diversas funciones que realizan operaciones con los cuaterniones, tales como normalización, conversión en una matriz de rotación, rotación de vectores, multiplicación de cuaterniones o inversa de un cuaternión.

5.1.3. MyoMex_Quickstart

Cada vez que se inicia una sesión de adquisición de datos, se debe ejecutar el archivo MyoMex_Quickstart.m. Lo primero que hará el programa es detectar el número de dispositivos Myo, hasta un máximo de 2, que se están utilizando a través de MyoConnect y lo especificará en el argumento countMyos del constructor MyoMex. Acto seguido, durante un tiempo de muestreo de 5 segundos, se empezarán a almacenar en las propiedades del objeto MyoData, descritas en el punto anterior, los datos que se vayan tomando (quat, gyro, accel, pose, etc). Se podrá activar y desactivar el streaming en cualquier momento mediante una subfunción, además de poder eliminar el registro temporal de datos. Durante su ejecución, el programa reconocerá en tiempo real el gesto que estamos realizando mientras lo muestra por pantalla en la esquina inferior derecha de la misma, tal y como muestra la Figura 27.



Figura 27. Programa detecta el gesto realizado

Después de la toma de datos se mostrará por pantalla las gráficas trazadas a partir de los valores adquiridos de los giroscopios, los acelerómetros y las señales EMG sin procesar de los 8 canales superpuestos, como se muestra en la Figura 28.

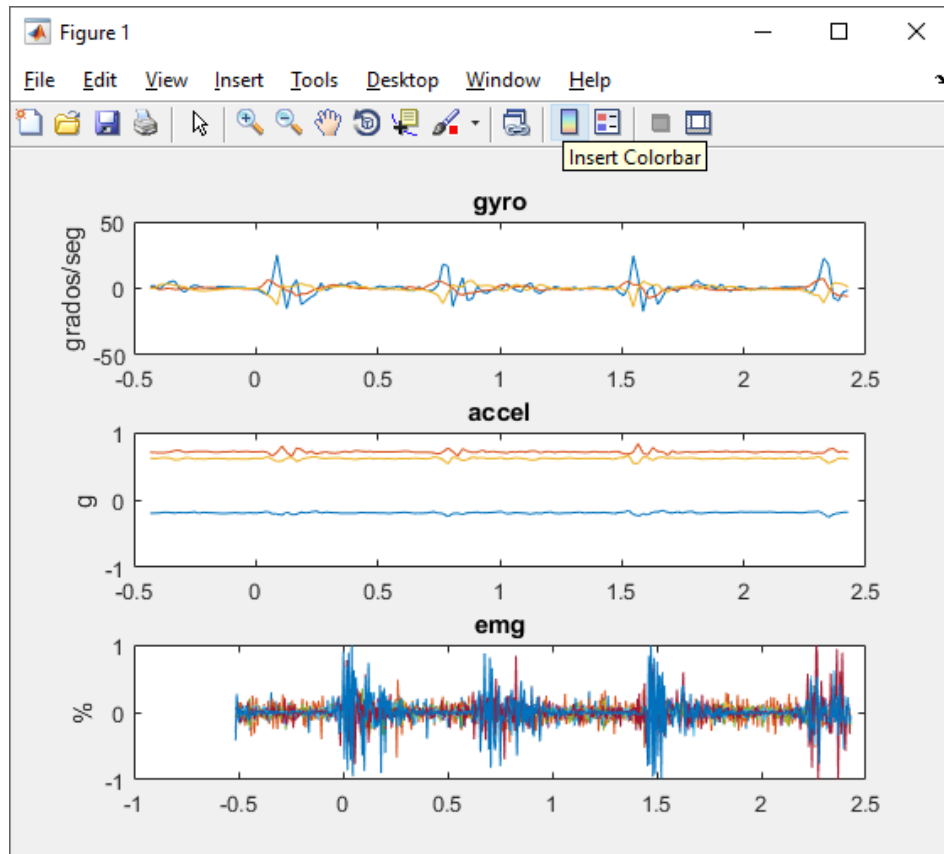


Figura 28. Gráficas de gyro, accel y los 8 canales EMG tras la toma de datos.

5.1.4. Interfaz gráfica de Myo

El proyecto Myo SDK MATLAB MEX Wrapper incluye dos monitores GUI con una interfaz gráfica para el estudio del Myo Armband. Estos son el MyoMexGUI_Monitor y el MyoDataGUI_Monitor, que sirven para instanciar y destruir el objeto MyoMex y para la supervisión de datos de cada Myo utilizando su correspondiente instancia de MyoData.

5.1.4.1. MyoMexGUI_Monitor

MyoMexGUI_Monitor se utiliza para controlar la creación y eliminación de objetos MyoMex. Esta interfaz gráfica, mostrada en la Figura 29, contiene instrucciones para que los usuarios especifiquen el número deseado de Myos que se utilizarán en una nueva sesión. Una vez especificado se pulsará "Init MyoMex". Después de instanciar, el mismo botón cambia para ofrecer la opción de borrado con "Delete MyoMex". Una vez que se crea MyoMex, los usuarios pueden iniciar una o dos instancias de MyoDataGUI_Monitor, seleccionando la casilla deseada y originándose uno o dos monitores de MyoData, según la opción escogida. El número posible de instancias de

MyoDataGUI_Monitor depende del número de Myos que se estén utilizando en el momento.

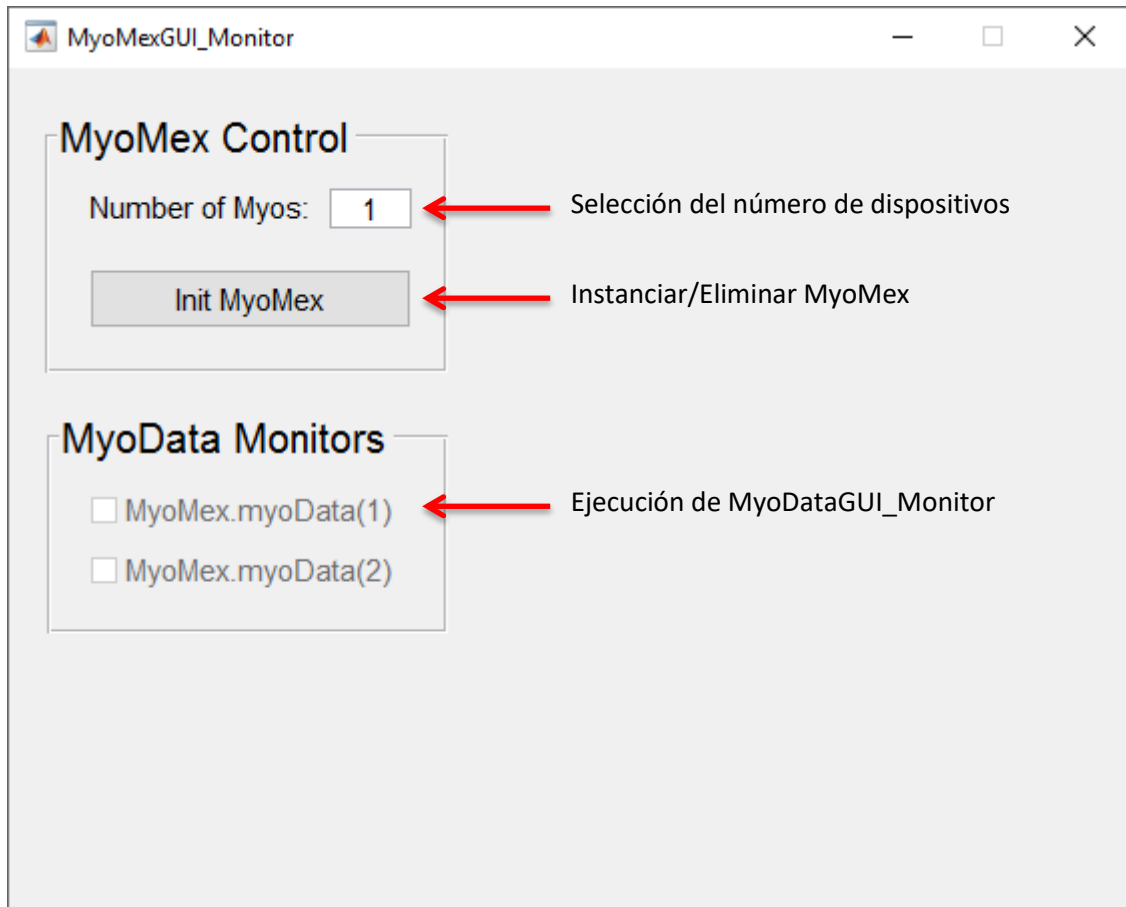


Figura 29. MyoMexGUI_Monitor

5.1.4.2. MyoDataGUI_Monitor

El MyoDataGUI_Monitor, mostrado en la Figura 30, está diseñado para recibir una referencia a un objeto MyoData como su primer argumento de entrada. La interfaz gráfica gestiona la creación y eliminación de su propio objeto temporizador para programar actualizaciones gráficas. La función de devolución de llamada del temporizador recibe la referencia del identificador MyoData como un parámetro adicional para acceder a los datos de Myo y emplearlos en las visualizaciones del monitor en tiempo real.

La parte superior izquierda de la interfaz gráfica contiene controles de pulsador para alternar el estado de transmisión (“Stop streaming” permitirá detener la monitorización en cualquier momento y posteriormente ofrecerá otra opción para continuar con la visualización de datos) y los botones de opción para alternar la representación de los datos vectoriales mostrados en los gráficos. Los datos del giroscopio y de la aceleración se pueden ver en coordenadas del sensor o del marco

fijo de referencia (“fixed”). El lado izquierdo del monitor también muestra una visualización de los datos quat. El cilindro representa la orientación del antebrazo del portador del Myo, con el codo en el origen. Los controles deslizantes se utilizan para permitir al usuario reorientar el marco fijo en la pantalla de modo que se pueda ajustar manualmente la correspondencia entre el modelo virtual (cilindro) y el modelo físico (antebrazo). En la parte inferior del lado izquierdo se muestra una indicación del gesto realizado, siempre y cuando no se detecte ni pose_rest ni pose_unknown, que no mostrara nada. En el caso de la Figura 30, podemos comprobar que se ha detectado la pose “double tap”.

El lado derecho de la interfaz contiene gráficos en tiempo real que muestran los datos más recientes de quat, gyro, accel y los 8 canales emg solapados junto con una representación de la magnitud de la señal (línea gruesa). En la parte superior del gráfico de los emg se muestra una tira de círculos que, según el color, indican que en ese tramo se estaba detectando un gesto u otro.

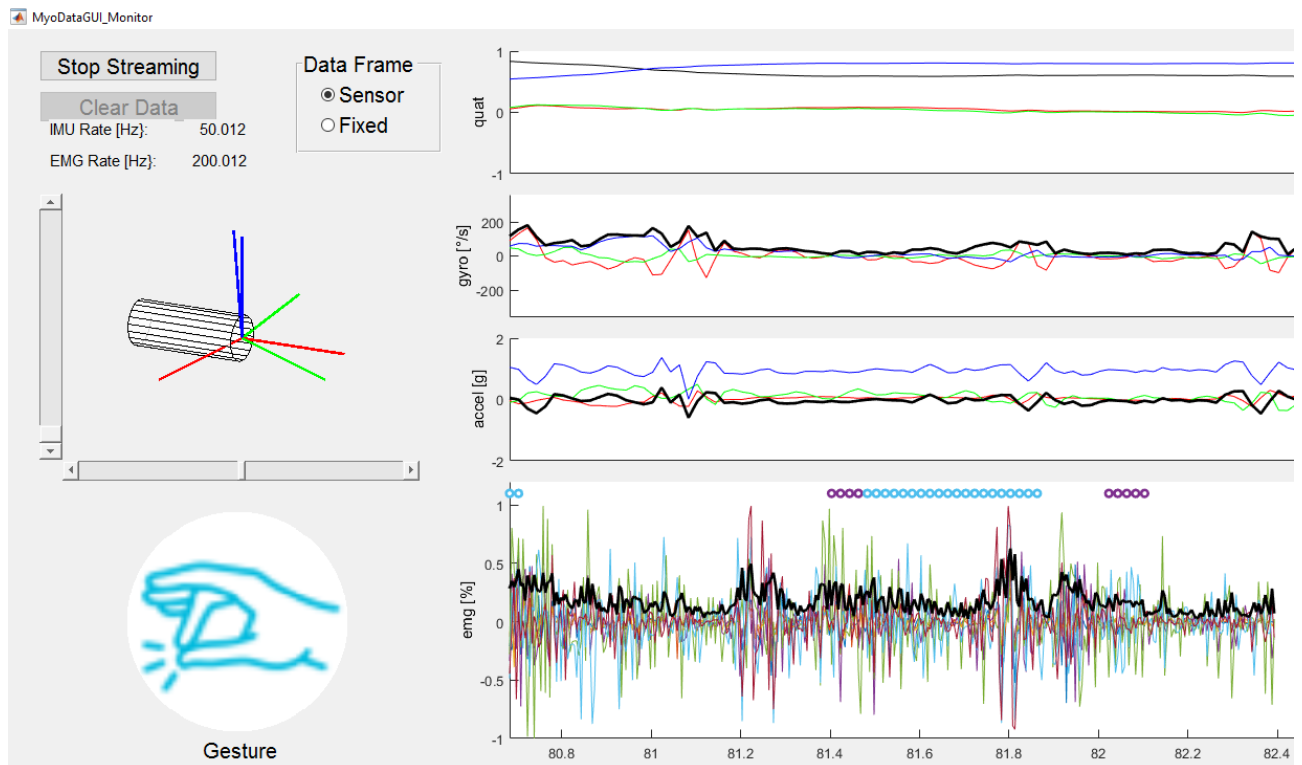


Figura 30. MyoDataGUI_Monitor

5.1.5. Quickstart_EMG_desagregados

El archivo Quickstart_EMG_desagregados.m se ha desarrollado para que se ejecute de la misma manera que MyoMex_Quickstart.m, manteniendo las funciones de este, pero se han implementado otras extras con el objetivo de obtener un análisis más detallado y profundo de los datos tomados.

La modificación del código de este archivo nos permitirá elegir si se quiere iniciar una nueva sesión de toma de muestras y guardarlas en una ruta establecida, o si se prefiere cargar una sesión anterior con datos ya almacenados. Simplemente bastará con comentar y descomentar las siguientes líneas de código y modificar el nombre de la ruta y de la variable.

```
save('ANALISIS DATOS/muestras','muestras');% ruta donde guardo
save('ANALISIS DATOS/m1','m1');
% load('muestras');
% load('m1');
```

Figura 31. Código para guardar o cargar las muestras

Al igual que en el MyoMex_Quickstart.m, se comenzará detectando el número de dispositivos Myo que se están utilizando y se procederá a la toma de datos en un periodo de muestreo de 5 seg. Tras el almacenamiento de las muestras obtendremos en primer lugar una ventana, con tres gráficas que nos indicarán como ha variado la orientación de nuestro brazo durante este periodo de tiempo (Figura 32), es decir, la orientación que nos proporcionan los giróscopos del dispositivo. Estas gráficas se han determinado partiendo de `rot_log`, es decir, la matriz de rotación. Para ello se descompone la matriz de rotación de 3×3 en los 3 ángulos elementales de Euler, en ocasiones denominados yaw/pitch/roll, como se ha visto en apartados anteriores.

Así pues dada una matriz de rotación de 3×3 :

$$R = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix}$$

Se calculan los ángulos de Euler tal que:

$$\theta_x = \text{atan2}(r_{32}, r_{33})$$

$$\theta_y = \text{atan2}(-r_{31}, \sqrt{r_{32}^2 + r_{33}^2})$$

$$\theta_z = \text{atan2}(r_{21}, r_{11})$$

Las unidades de los ángulos de Euler obtenidos están medidas en radianes. Por lo que para representarlo en grados, en primer lugar se utiliza la función *squeeze*, para eliminar las dimensiones individuales, y después se multiplica por $360/2\pi$.

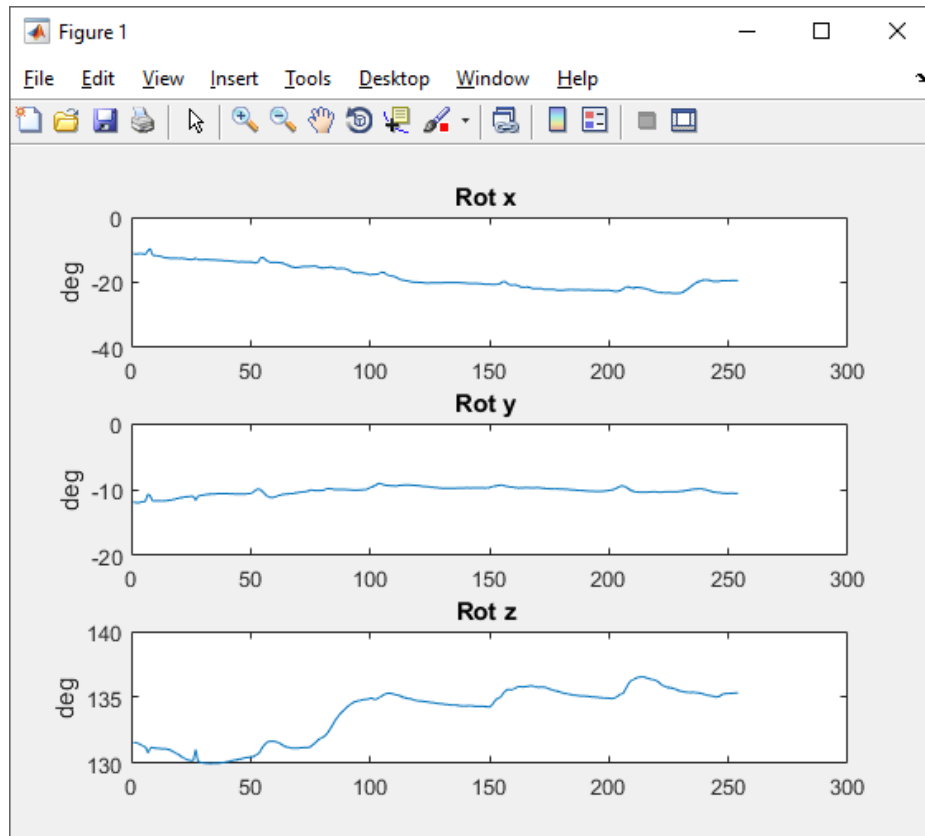


Figura 32. Representación gráfica de la variación de la orientación del brazo tras 5 segundos.

En segundo lugar, obtendremos ocho gráficas de los EMG desagregados, lo que nos permitirá un análisis más simple y de una manera mucho más visible de los EMG, por separado, y que comportamiento tiene ante cada uno de los movimientos y gestos estudiados. Para ello, se ha creado una variable “muestras” en la que se van guardando los valores de las muestras que se van recogiendo en `emg_log`. Sobre estas señales electromiográficas se encuentra representada la envolvente de las mismas. La envolvente de una señal $y(t)$ es el límite dentro del cual se encuentra esa señal, cuando es observada en el dominio del tiempo. Este límite puede tener una parte superior e inferior, los cuales son un espejo el uno del otro. Aunque en la práctica, cuando se habla de envolvente, es costumbre considerar sólo una de ellas como 'la envolvente' (normalmente el límite superior) [25].

En el código de Matlab se ha procedido a determinar la envolvente de la señal EMG de dos maneras diferentes: a través de la transformada de Hilbert y a través de un filtro media móvil, sin embargo se ha descartado el uso de este último por no resultar interesante y útil para nuestro estudio. En la Figura 33, se puede observar un ejemplo de las señales EMG desagregadas con sus respectivas envolventes.

La transformada de Hilbert conforma la señal con la mitad de la información en el dominio del tiempo y la otra mitad en el dominio de la frecuencia. Se define como:

$$s^*(t) = \frac{1}{\pi} \int \frac{s(\tau)}{t - \tau} d\tau$$

Esto es equivalente a una rotación de 90º en la fase de cada componente armónica de la señal [26].

Así pues, las funciones utilizadas para determinar la envolvente de la señal han sido las siguientes:

$$[yupper, ylower] = envelope(x, wl, 'rms')$$

$$[yupper, ylower] = envelope(x, np, 'peak')$$

La primera función devuelve las envolventes inferior y superior de la media cuadrática de x . Las envolventes se determinan usando una ventana deslizante de longitud ' wl ' muestras. Mientras que la segunda función devuelve las envolventes de pico superior e inferior de x . Las envolventes se determinan usando interpolación spline (curva diferenciable definida en porciones mediante polinomios) sobre máximos locales separados por al menos ' np ' muestras. Cuanto mayor sean este número de ' np ' o ' wl ' muestras, la curva de la envolvente adquirirá una mayor suavidad. Por lo general, durante este proyecto se ha utilizado más la envolvente de pico superior, dada su mejor visualización y simplicidad de cara a su estudio.

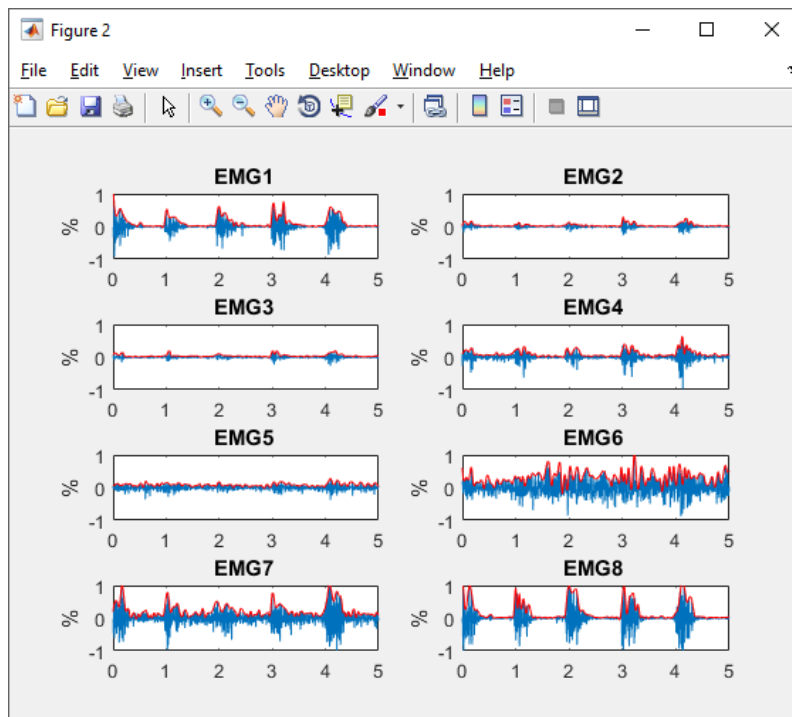


Figura 33. Representación de los 8 EMG desagregados y sus envolventes

La tercera y última ventana ofrecerá 8 nuevas gráficas de las FFT de los 8 canales EMG. Esta ventana mostrará hasta 256 muestras ya que para la determinación la FFT debe ser un número potencial. La transformada rápida de Fourier calcula la transformada discreta de Fourier (DFT) de una secuencia, o su inversa (IFFT) y se utiliza tanto para el tratamiento digital de señales y filtrado digital como para la resolución de ecuaciones en derivadas parciales o los algoritmos de multiplicación rápida de grandes enteros. El análisis de Fourier convierte una señal de su dominio original, ya sea tiempo o espacio, a una representación en el dominio de la frecuencia y viceversa. Una FFT calcula rápidamente tales transformaciones por factorización de la matriz DFT en un producto de pocos factores o incluso cero [27]. La DFT se define como:

$$X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-i2\pi k \frac{n}{N}} \rightarrow k = 0, \dots, N-1$$

Reduce, por tanto, el tiempo de cálculo de n^2 pasos a $n \times \log(n)$, donde n es el número de datos.

Se han trazado las gráficas hasta una frecuencia de 100 Hz, a pesar de que las mediciones se producen a 200 Hz, ya que el resultado de la señal es simétrico.

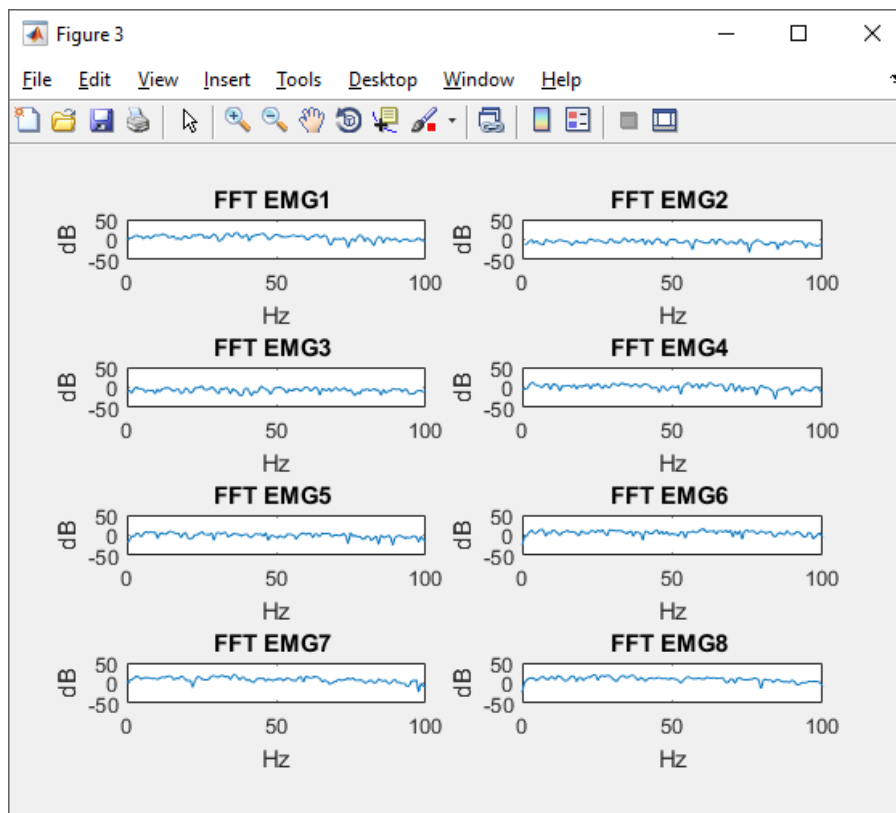


Figura 34. Representación gráfica de las FFT de las señales EMG

Lo último, que nos ofrece Quickstart_EMG_desagregados.m es el Valor Medio Absoluto (MAV) de las intensidades de las señales EMG, es decir, el promedio de un segmento i con una longitud de N muestras, relacionado con puntos de contracción del musculo. Se define de la siguiente manera:

$$X = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i|$$

Donde x_i es la muestra i -ésima en el segmento i .

La media, al hacerla en valor absoluto, no tiene en cuenta los pasos por 0 y se asemeja más al valor medio de la amplitud de la envolvente.

6. Análisis de resultados

Durante este proyecto se ha procedido al estudio de hasta 12 movimientos, que se irán definiendo en los siguientes apartados con su correspondiente análisis. Todos los movimientos han sido estudiados para el brazo izquierdo. Durante cada sesión, se alterna el movimiento sometido a examen con el brazo en reposo para una mejor interpretación de los datos. Además, se mostrará una ventana recortada de una parte de las inervaciones de la señal EMG, tras la realización de un gesto o movimiento, con el objetivo de extraer una información más clara y poder obtener también el Valor Medio Absoluto de esa parte de la estimulación. El tamaño de la ventana variará para cada movimiento, dado que cada gesto realizado implica un tiempo y un tamaño muestral diferente, pretendiendo así no perder información importante.

De manera general, se puede determinar que si el valor de la tensión es más constante la envoltura adquirirá una curva más suave. Al contraer un músculo, el pico de tensión será más grande y luego irá decayendo con el tiempo según relajo dicho músculo.

Cada movimiento estudiado está acompañado de una tabla que muestra los Valores Medios Absolutos de cada EMG, tanto de la señal completa como de la ventana recortada, y de un análisis por colores de la intensidad de la señal. El color rojo representa que los músculos sobre los que se encuentra posicionado el EMG participan activamente en la realización del gesto; el naranja indica una menor dominancia; el amarillo representa que esos músculos tienen una alta actividad pero que, al ser una señal más continua que el resto, sin picos relevantes, solamente están tensionados proporcionando un soporte al brazo; y, por último, el verde muestra que apenas hay tensión en ese EMG y por tanto no hay actividad significativa en esos músculos, en comparación con lo detectado por los otros canales.

A pesar de que se incluyen todas las gráficas con la FFT no es posible obtener ninguna información en claro. Esto se debe a la presencia de mucho ruido y a que en el dominio del tiempo no hay ninguna periodicidad y, por tanto, en el dominio de la frecuencia tampoco habrá ninguna frecuencia dominante.

6.1. Puño

Este primer gesto consistirá en la apertura y cierre del puño.



Figura 35. Puño cerrado

En la Figura 36, podemos observar la gráfica que representa la cantidad de movimiento que supone la apertura y cierre del puño. Al no precisar movilidad en el antebrazo, la variación sobre los ejes de rotación será mínima, aunque se puede apreciar claramente el momento en el que se realiza el gesto, sobre todo en el eje Y.

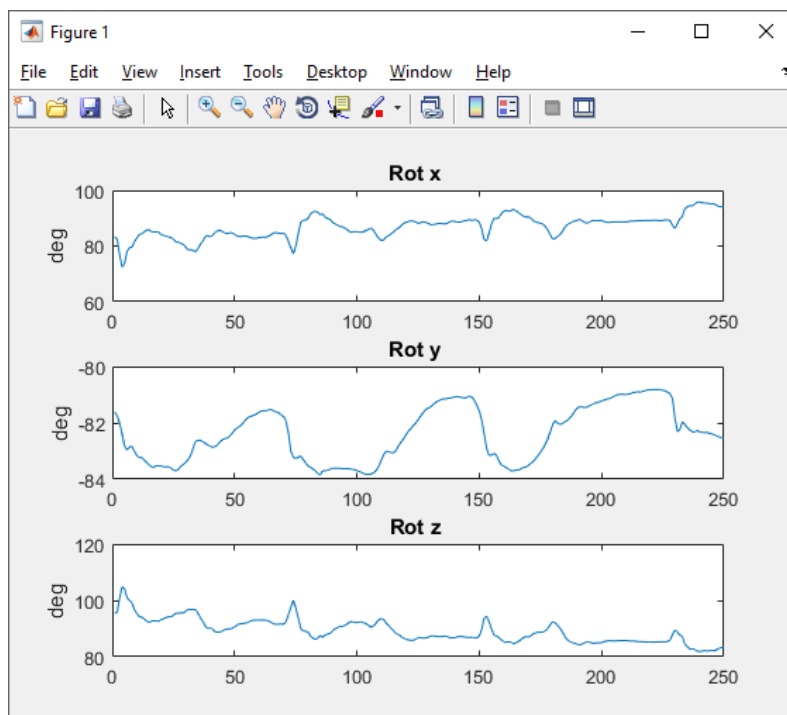


Figura 36. Variación de la orientación tras el movimiento 'Puño'

La señal EMG recoge gran cantidad de información, como se muestra en las Figuras mostradas a continuación, para el posterior análisis de la Tabla 3.

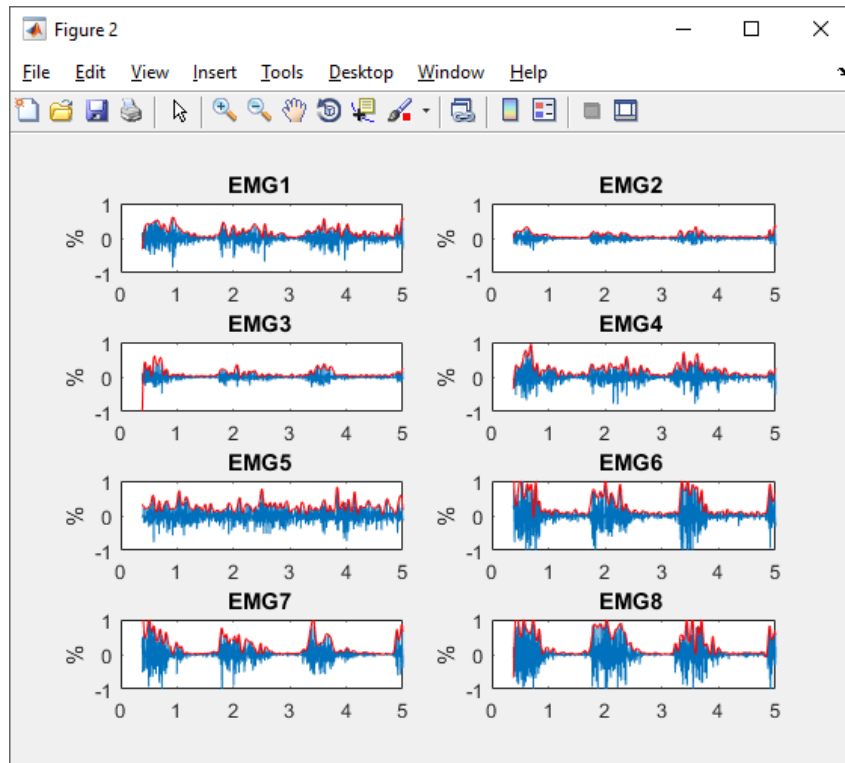


Figura 37. Señal EMG del movimiento 'Puño'

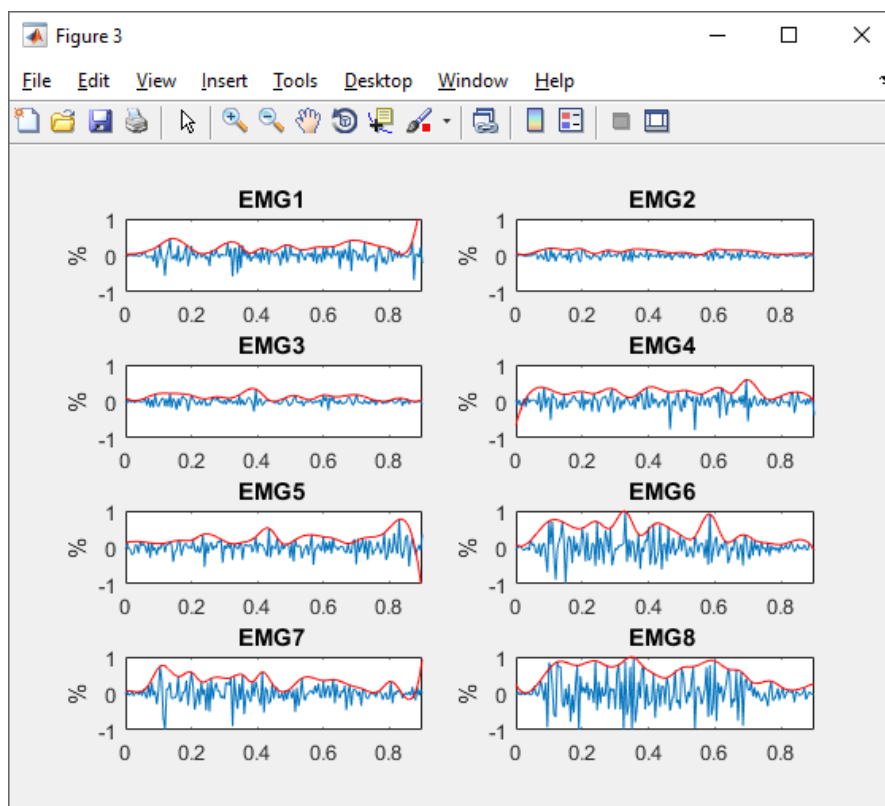


Figura 38. Señal EMG recortada en el rango muestral [260,440]

	EMG 1	EMG 2	EMG 3	EMG 4	EMG 5	EMG 6	EMG 7	EMG 8
Intensidad								
MAV total	0.10938	0.046977	0.056857	0.11114	0.14907	0.17495	0.12789	0.19028
MAV recortada	0.1269	0.060687	0.066687	0.13842	0.14438	0.21646	0.1815	0.3125

Tabla 3. Análisis del gesto 'Puño'

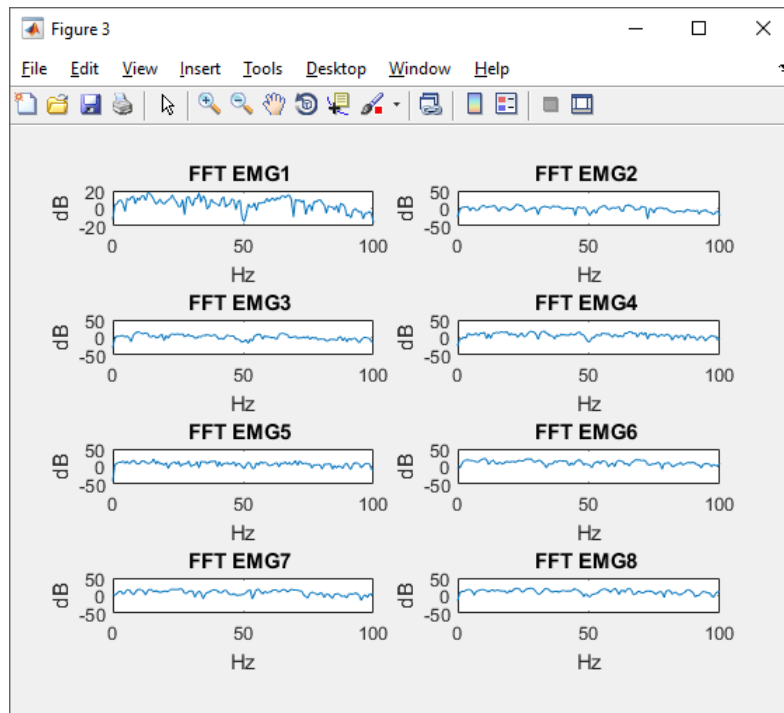


Figura 39. FFT del gesto 'Puño'

6.2. Dedos extendidos



Figura 40. Dedos extendidos

Al igual que en el puño, al ser tan solo un movimiento que requiere la movilidad de la mano y no del antebrazo, apenas hay cambios elocuentes en la orientación. Aunque también podemos apreciar la presencia de 4 picos, coincidentes con el movimiento.

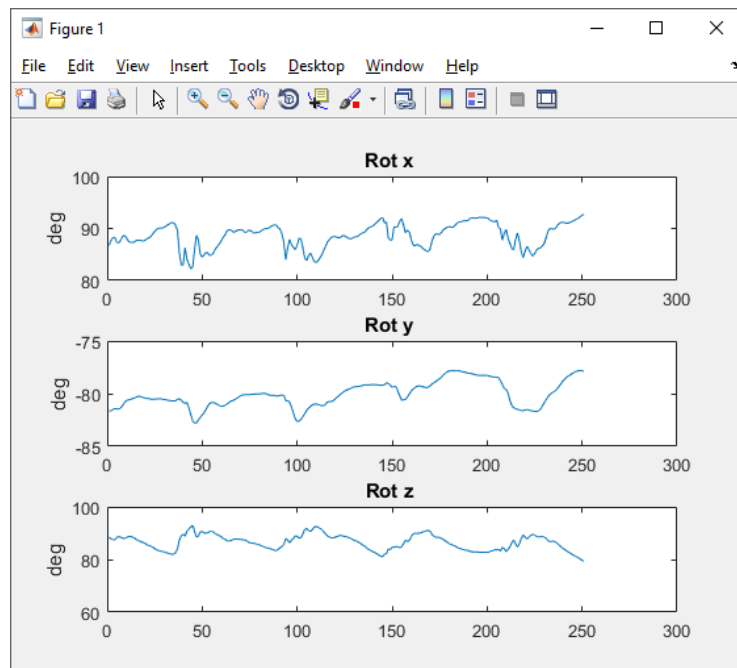


Figura 41. Variación de la orientación tras el movimiento 'Dedos extendidos'

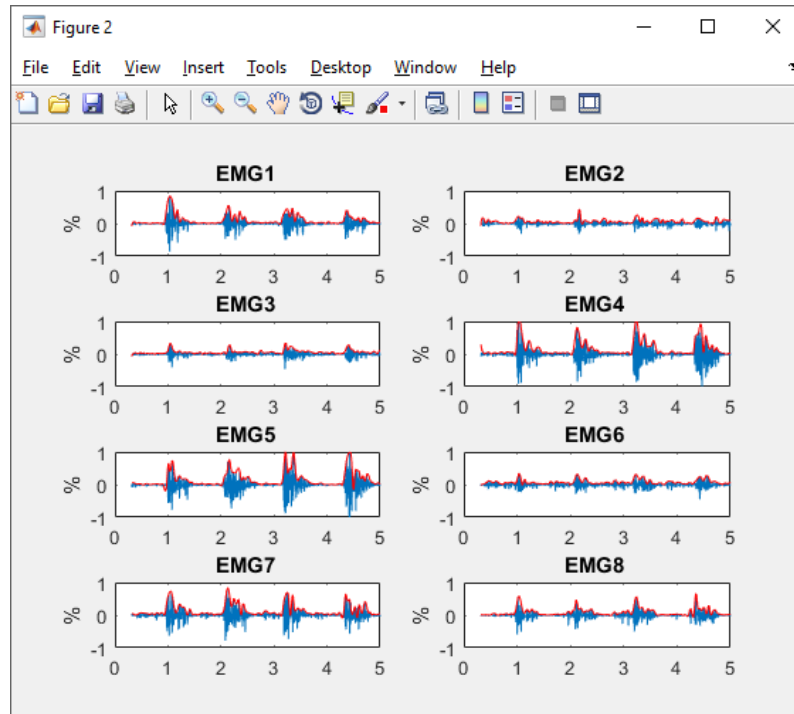


Figura 42. Señal EMG del movimiento 'Dedos extendidos'

Los 8 canales EMG detectan el gesto, con mayor o menor intensidad, lo cual hace indicar que todos los músculos participan activamente en el movimiento.

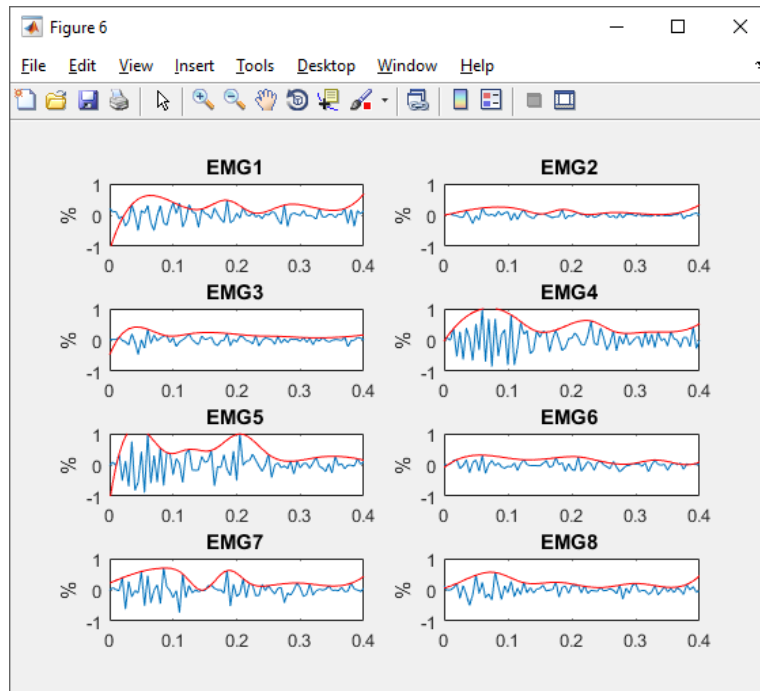


Figura 43. Señal EMG recortada en el rango muestral [570,650]

	EMG 1	EMG 2	EMG 3	EMG 4	EMG 5	EMG 6	EMG 7	EMG 8
Intensidad								
MAV total	0.058633	0.037184	0.037027	0.099645	0.090587	0.045795	0.075401	0.052683
MAV recortada	0.15693	0.056038	0.084877	0.27826	0.26244	0.087674	0.16908	0.12683

Tabla 4. Análisis del gesto 'Dedos extendidos'

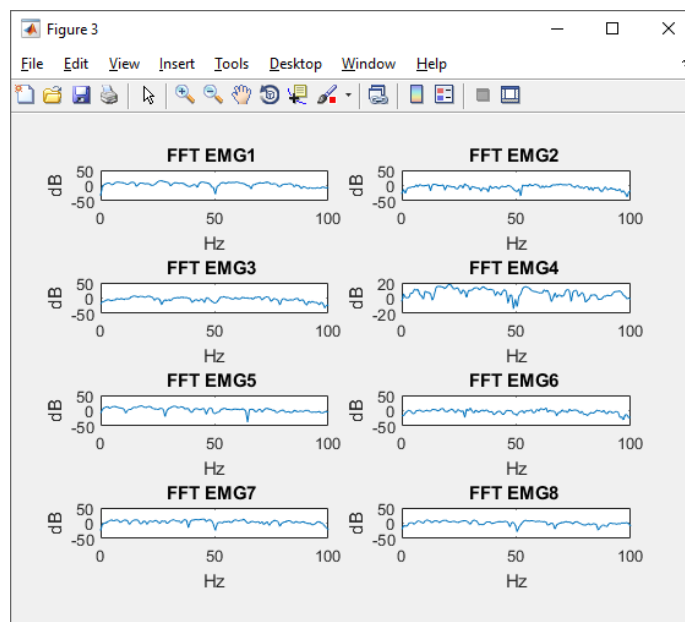


Figura 44. FFT del gesto 'Dedos extendidos'

6.3. Palma hacia dentro



Figura 45. Palma de la mano volteada hacia dentro del cuerpo

Como ocurre en los otros anteriores, no hay mucha variación en la orientación del antebrazo pero, en este caso, sí que es algo más apreciable, ya que al voltear la mano hacia dentro del cuerpo conlleva un ligero movimiento del antebrazo, de entre 5º y 10º, dependiendo del eje, que acompaña a la mano.

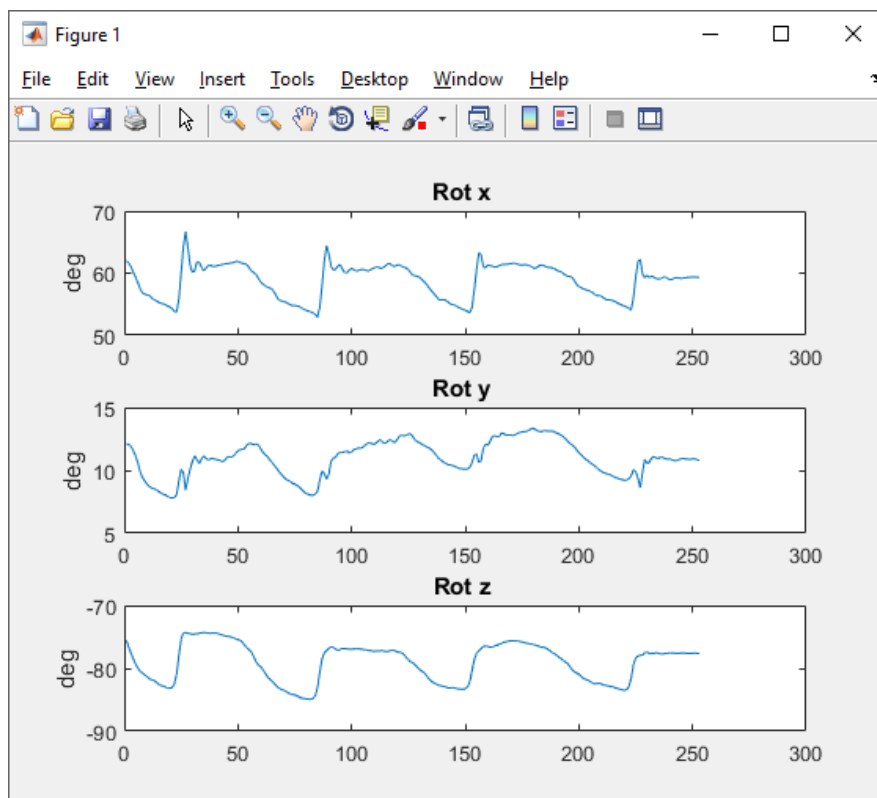


Figura 46. Variación de la orientación tras el movimiento 'Palma hacia dentro'

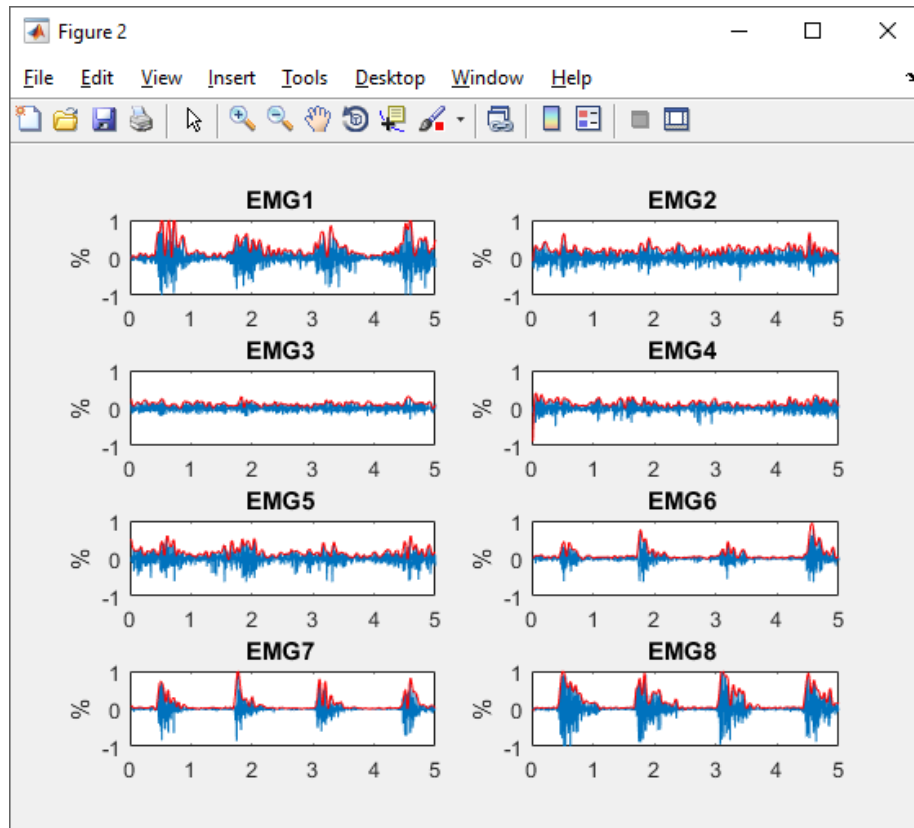


Figura 47. Señal EMG del movimiento 'Palma hacia dentro'

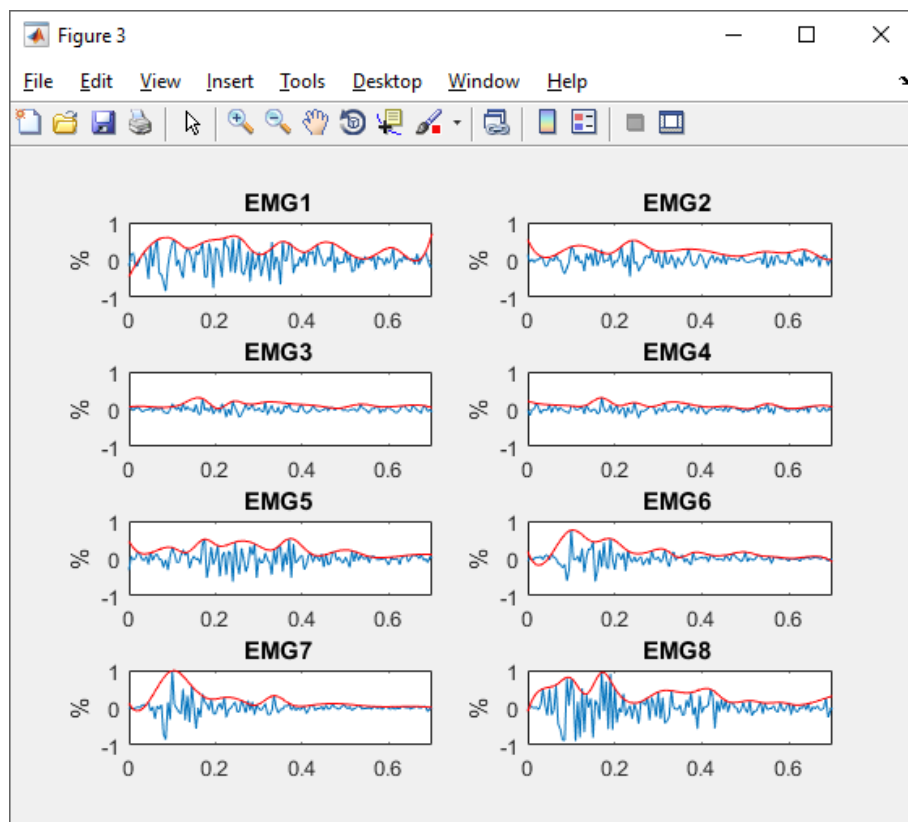


Figura 48. Señal EMG recortada en el rango muestral [330,470]

	EMG 1	EMG 2	EMG 3	EMG 4	EMG 5	EMG 6	EMG 7	EMG 8
Intensidad								
MAV total	0.15253	0.11238	0.064073	0.078392	0.10876	0.065555	0.073413	0.12934
MAV recortada	0.22523	0.11253	0.063442	0.060949	0.14927	0.10057	0.10317	0.22579

Tabla 5. Análisis del gesto 'Palma hacia dentro'

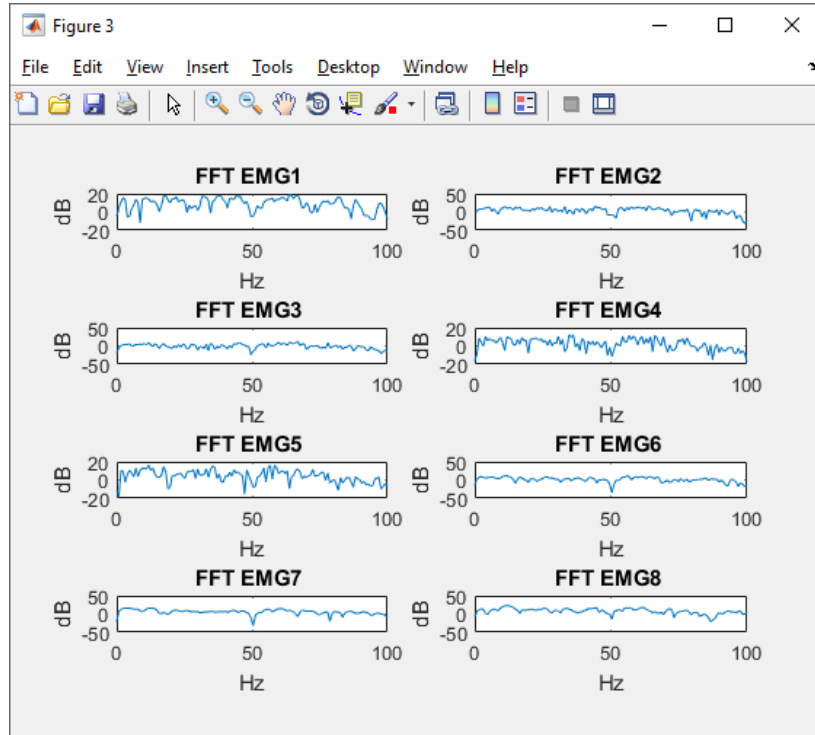


Figura 49. FFT del gesto 'Palma hacia dentro'

6.4. Palma hacia fuera

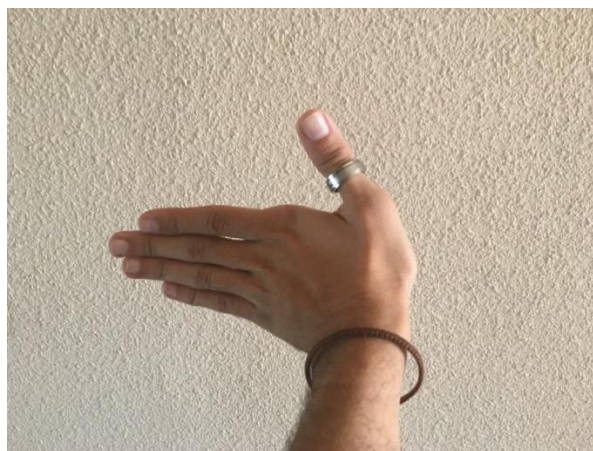


Figura 50. Palma de la mano volteada hacia fuera del cuerpo

Mismo caso que ocurre con el movimiento anterior. Variación de movimiento del brazo muy pequeña, pero apreciable, además de verse con claridad el gesto realizado.

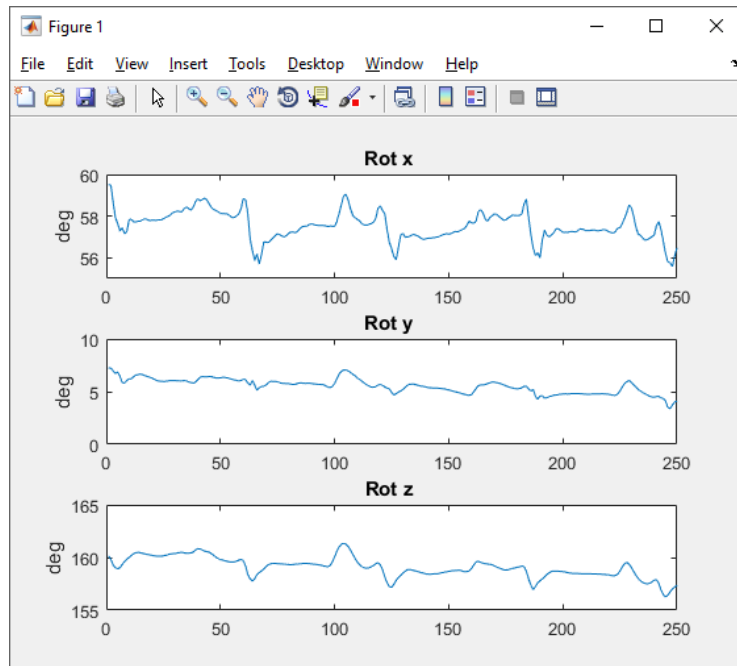


Figura 51. Variación de la orientación tras el movimiento 'Palma hacia fuera'

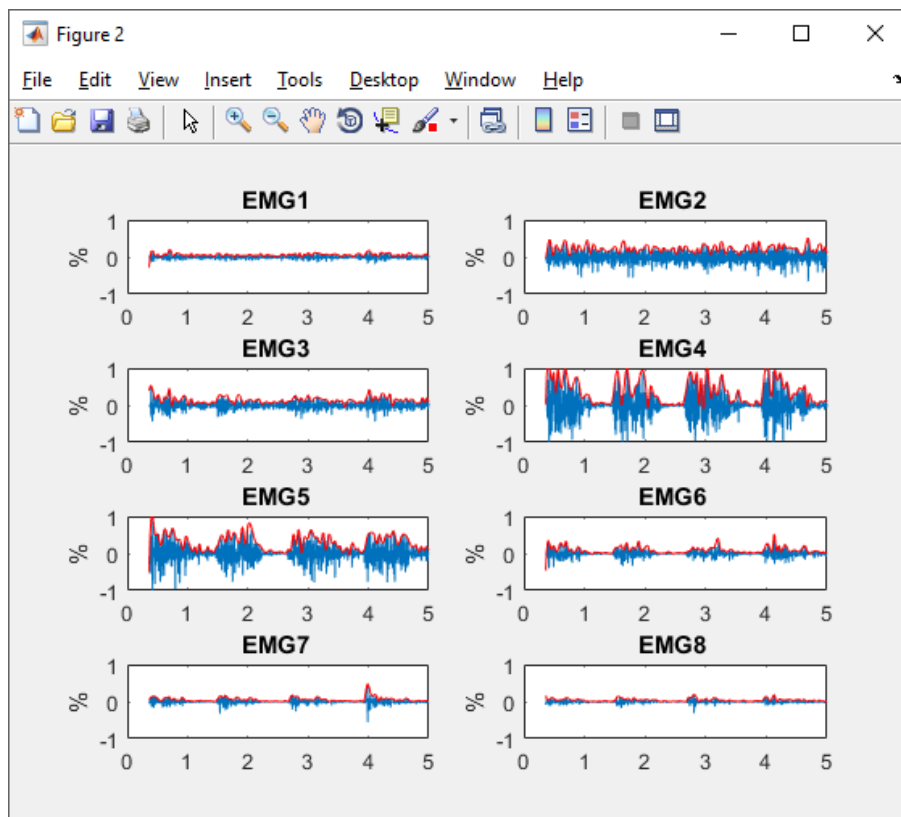


Figura 52. Señal EMG del movimiento 'Palma hacia fuera'

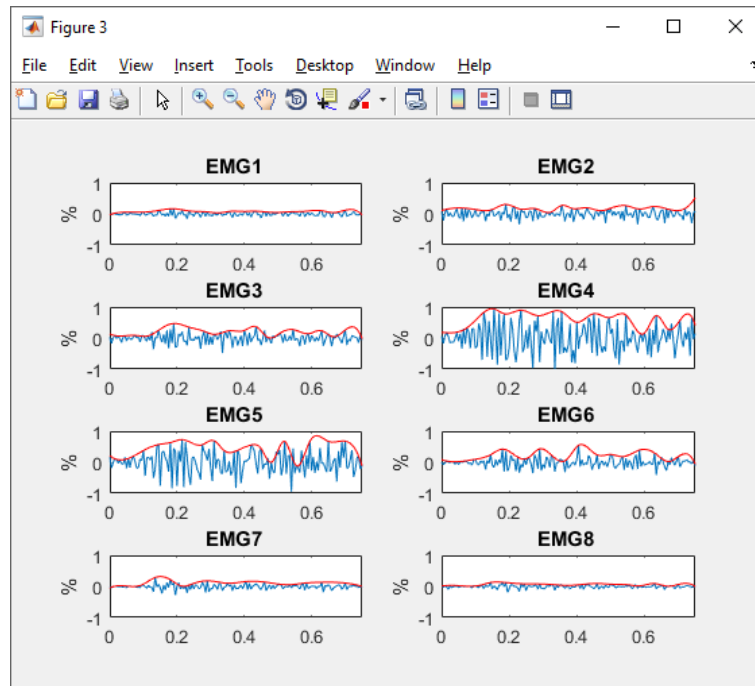


Figura 53. Señal EMG recortada en el rango muestral [290,440]

	EMG 1	EMG 2	EMG 3	EMG 4	EMG 5	EMG 6	EMG 7	EMG 8
Intensidad								
MAV total	0.036011	0.12595	0.080329	0.21593	0.16793	0.056295	0.035972	0.025971
MAV rec.	0.046047	0.1085	0.12003	0.37293	0.29537	0.12148	0.060689	0.038804

Tabla 6. Análisis del gesto 'Palma hacia fuera'

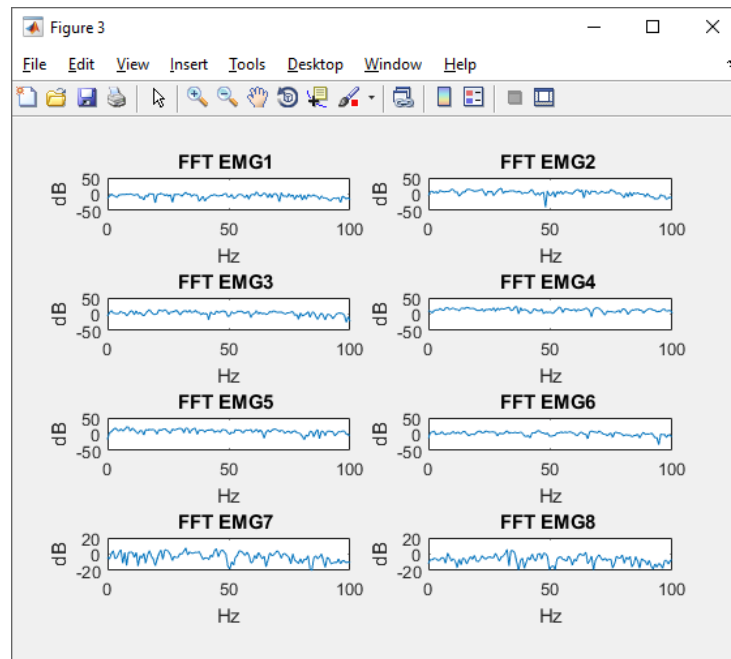


Figura 54. FFT del gesto 'Palma hacia dentro'

6.5. Doble toque



Figura 55. Doble toque entre el dedo pulgar y corazón

En este gesto tenemos la casi nula movilidad del antebrazo, como podemos observar en la Figura 56. La variación media en los diferentes ejes de rotación es de, aproximadamente, 1° o 2° . Aun así, sí que se reconoce el momento exacto en el que se realiza el 'doble toque' que, como se puede comprobar, se repite hasta en 4 ocasiones.

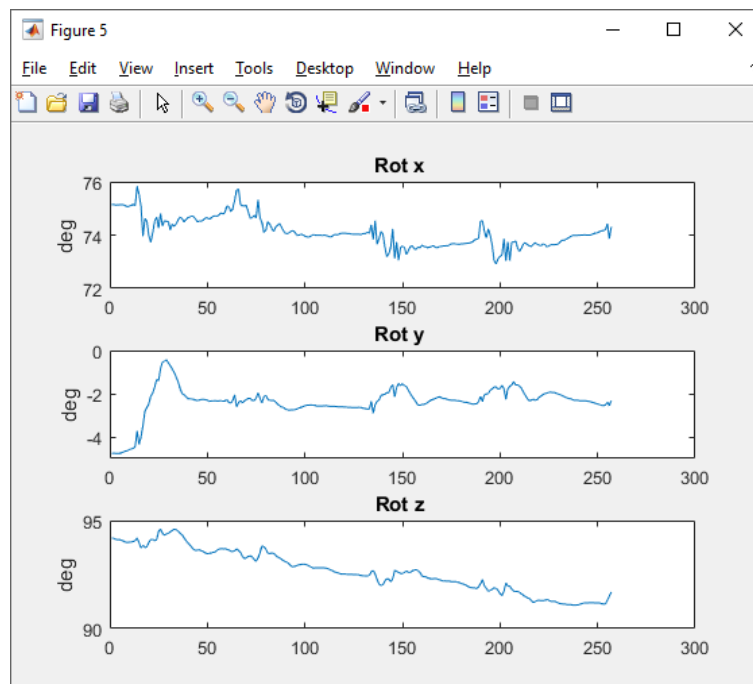


Figura 56. Variación de la orientación tras el movimiento 'Doble toque'

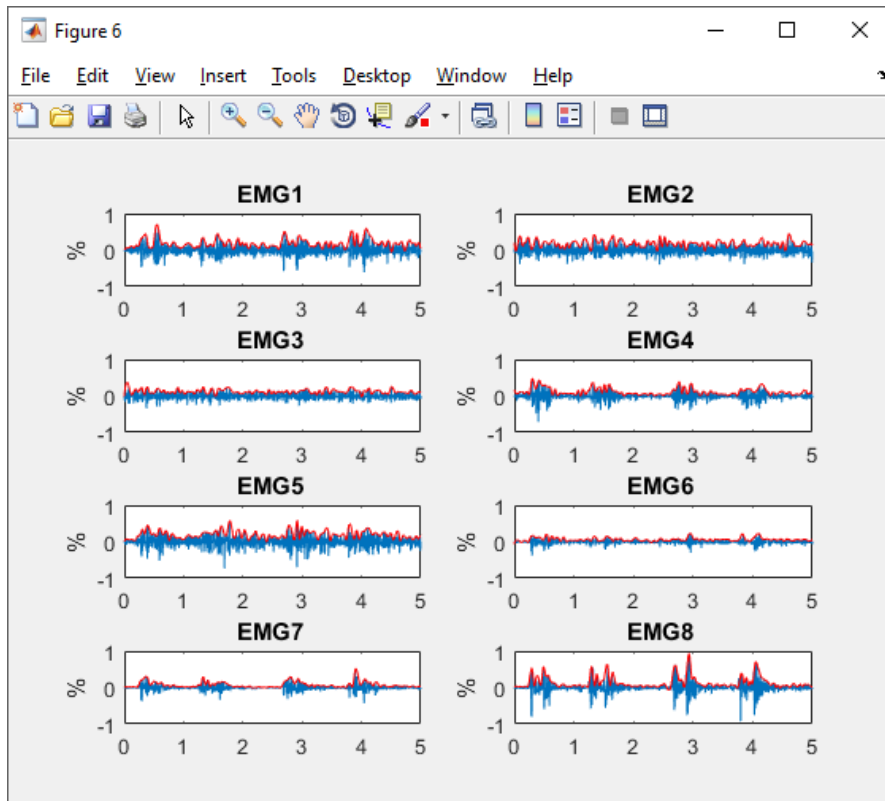


Figura 57. Señal EMG del movimiento 'Doble Toque'

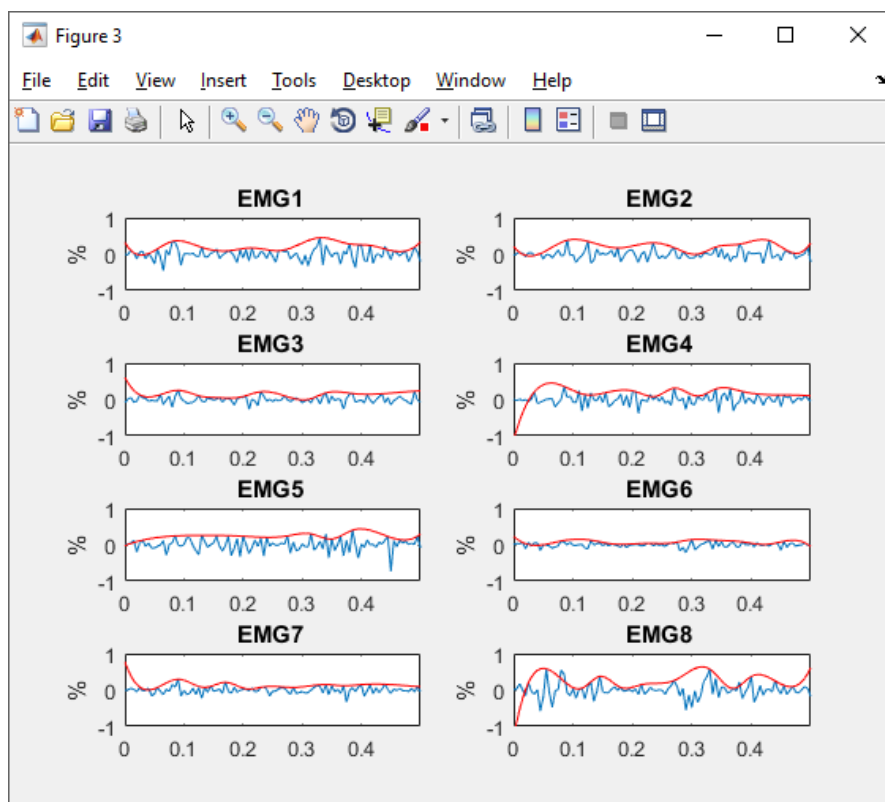


Figura 58. Señal EMG recortada en el rango muestral [250,350]

	EMG 1	EMG 2	EMG 3	EMG 4	EMG 5	EMG 6	EMG 7	EMG 8
Intensidad								
MAV total	0.10426	0.092133	0.064335	0.069598	0.10777	0.039657	0.044867	0.085058
MAV recortada	0.12399	0.093518	0.071395	0.10713	0.1257	0.049505	0.073793	0.14047

Tabla 7. Análisis del gesto 'Doble toque'

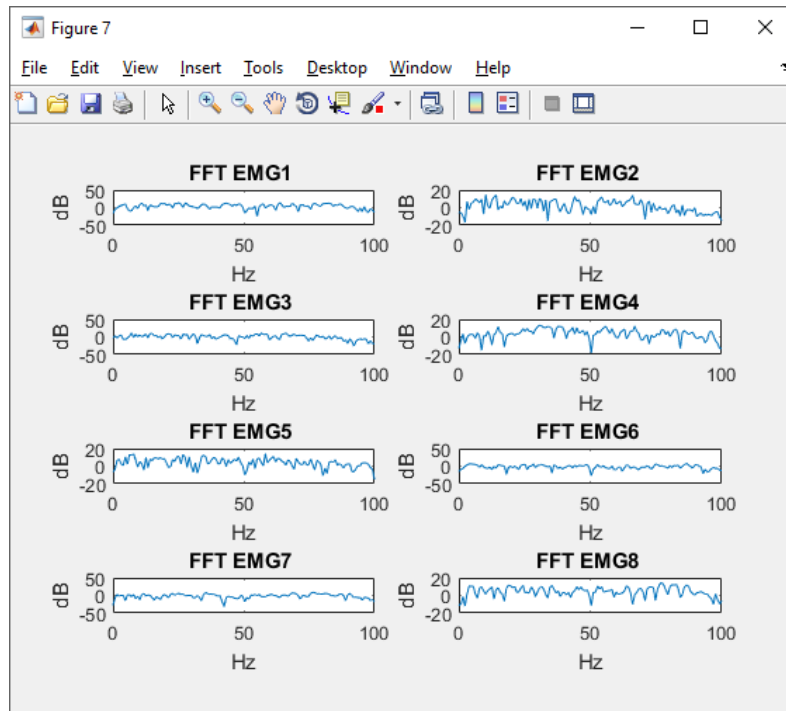


Figura 59. FFT del gesto 'Doble toque'

6.6. Dedo pulgar

Después de analizar los gestos que la pulsera identifica automáticamente, procederemos a analizar los movimientos de los dedos.



Figura 60. Flexión del dedo pulgar

Con la flexión y extensión del pulgar no se ha obtenido una información demasiado clara y útil. La IMU del brazalete nos proporciona, en este caso, más que la señal EMG. Se repite una rotación ligera en los 3 ejes pero se reconocen hasta 5 picos en la gráfica, que nos indica las veces que se ha producido el gesto de flexión y extensión del dedo.

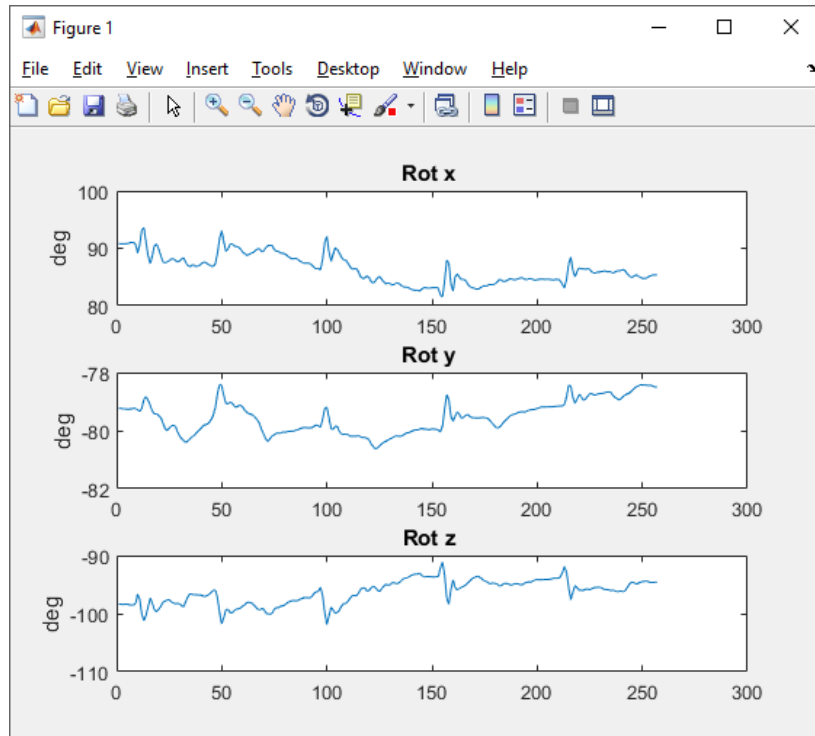


Figura 61. Variación de la orientación tras el movimiento del 'Dedo pulgar'

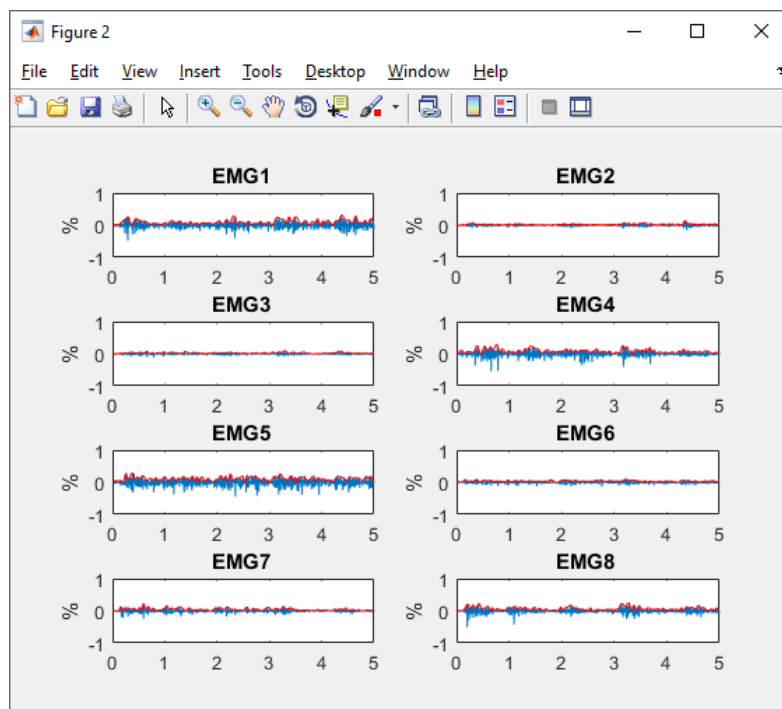


Figura 62. Señal EMG del movimiento del 'Dedo Pulgar'

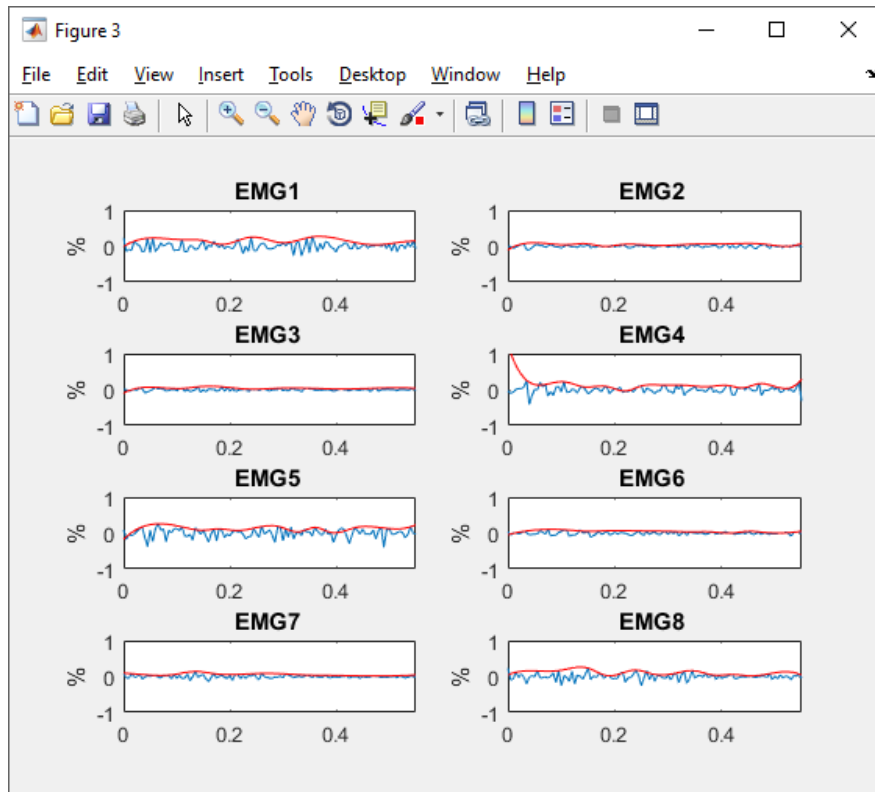


Figura 63. Señal EMG recortada en el rango muestral [630,740]

Pese a haberse recortado la señal, la detección del movimiento apenas es reconocida y se presenta una intensidad de la señal muy baja.

	EMG 1	EMG 2	EMG 3	EMG 4	EMG 5	EMG 6	EMG 7	EMG 8
Intensidad								
MAV total	0.061686	0.018819	0.016815	0.051591	0.072708	0.024575	0.027649	0.042483
MAV recortada	0.089738	0.028505	0.022523	0.072283	0.10163	0.033854	0.033221	0.066301

Tabla 8. Análisis del gesto 'Dedo pulgar'

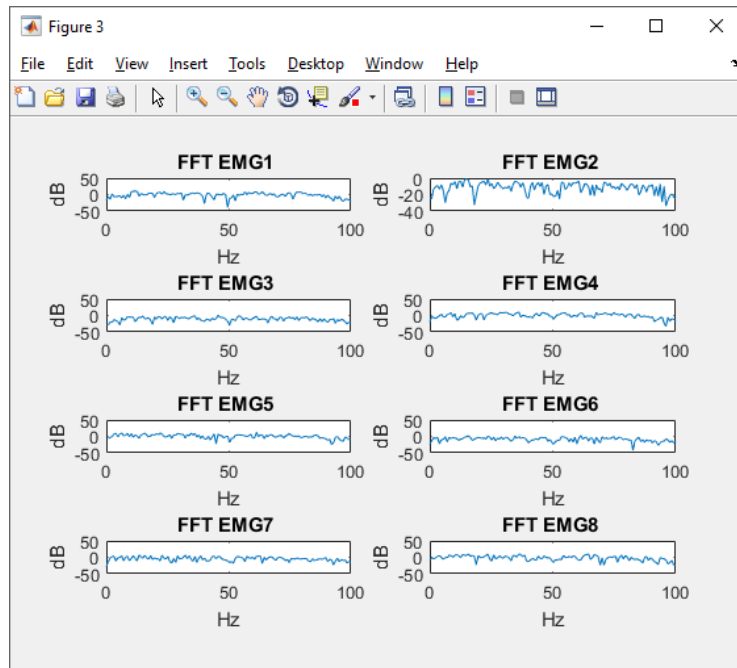


Figura 64. FFT del gesto realizado por el 'Dedo Pulgar'

6.7. Dedo índice



Figura 65. Flexión del dedo índice

Tanto en las gráficas obtenidas a partir de las IMU como por los EMG, se distinguen hasta 5 repeticiones flexionando el dedo índice.

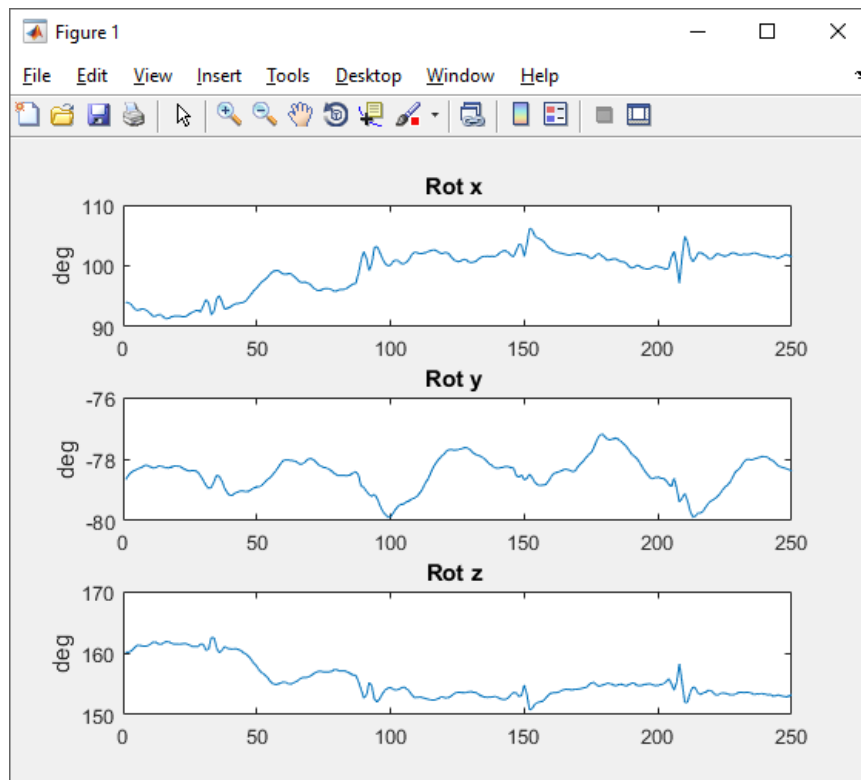


Figura 66. Variación de la orientación tras el movimiento del 'Dedo índice'

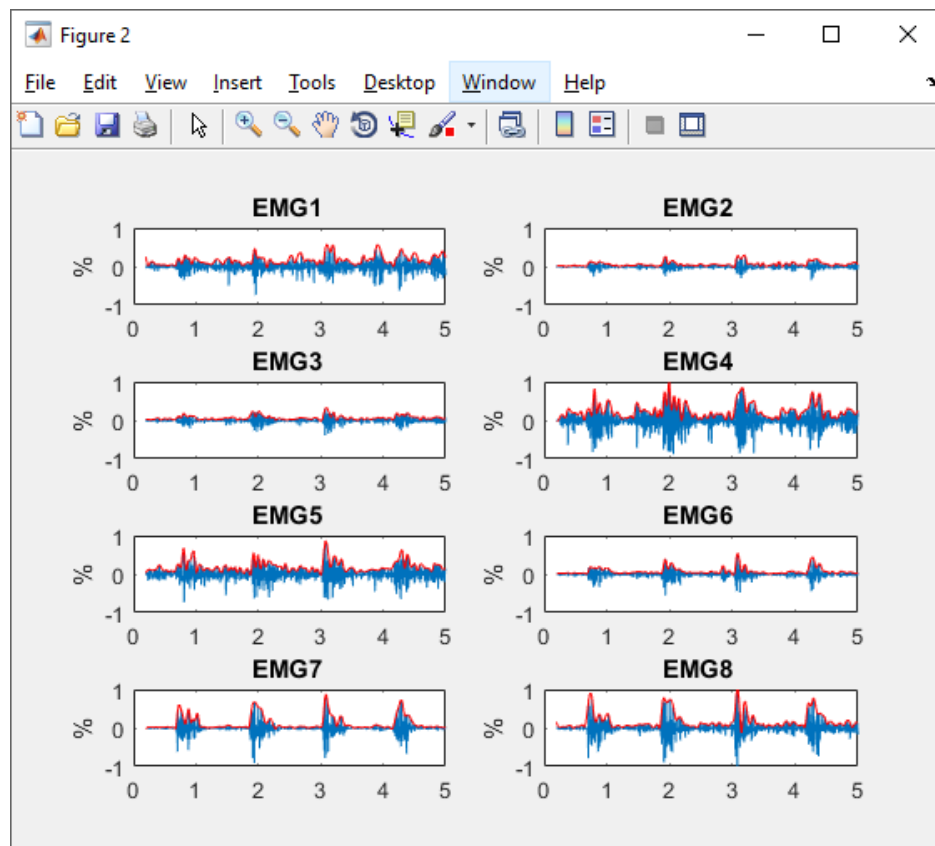


Figura 67. Señal EMG del movimiento del 'Dedo índice'

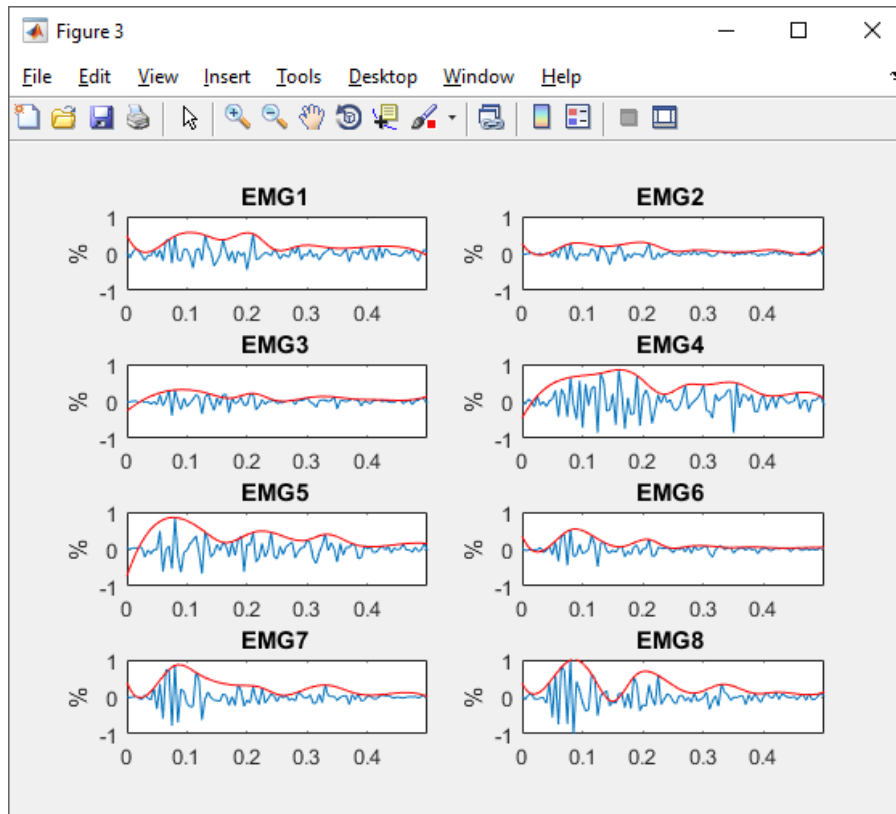


Figura 68. Señal EMG recortada en el rango muestral [560,660]

	EMG 1	EMG 2	EMG 3	EMG 4	EMG 5	EMG 6	EMG 7	EMG 8
Intensidad								
MAV total	0.092746	0.036435	0.041737	0.14972	0.10854	0.049385	0.065936	0.097876
MAV recortada	0.125	0.060566	0.077584	0.24389	0.16901	0.087562	0.14426	0.19276

Tabla 9. Análisis del gesto 'Dedo índice'

En este movimiento es claramente apreciable como se detecta la señal, en mayor o menor medida, en todos los EMG del dispositivo, participando pues todos los músculos en la realización del movimiento.

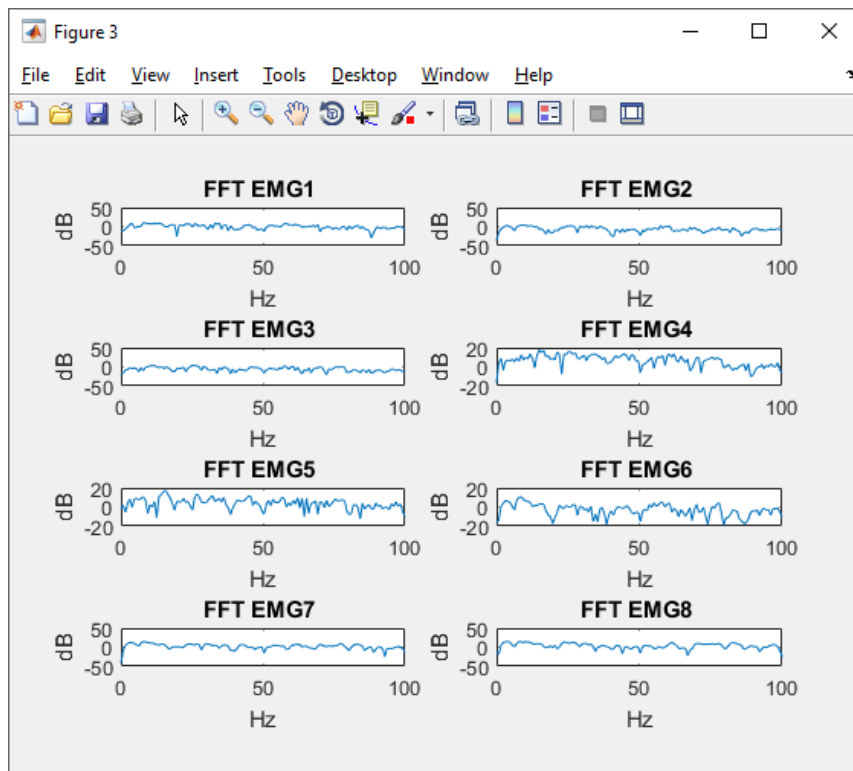


Figura 69. FFT del gesto realizado por el 'Dedo índice'

6.8. Dedo corazón



Figura 70. Flexión del dedo corazón

Al igual que en los análisis anteriores de otros dedos, es nuevamente visible en las gráficas que se realiza el gesto de flexionar y extender el dedo corazón en 5 ocasiones. Aunque los giróscopos nos muestran que el brazo en si no ha sufrido mucho cambio de orientación en ninguno de los 3 ejes de rotación.

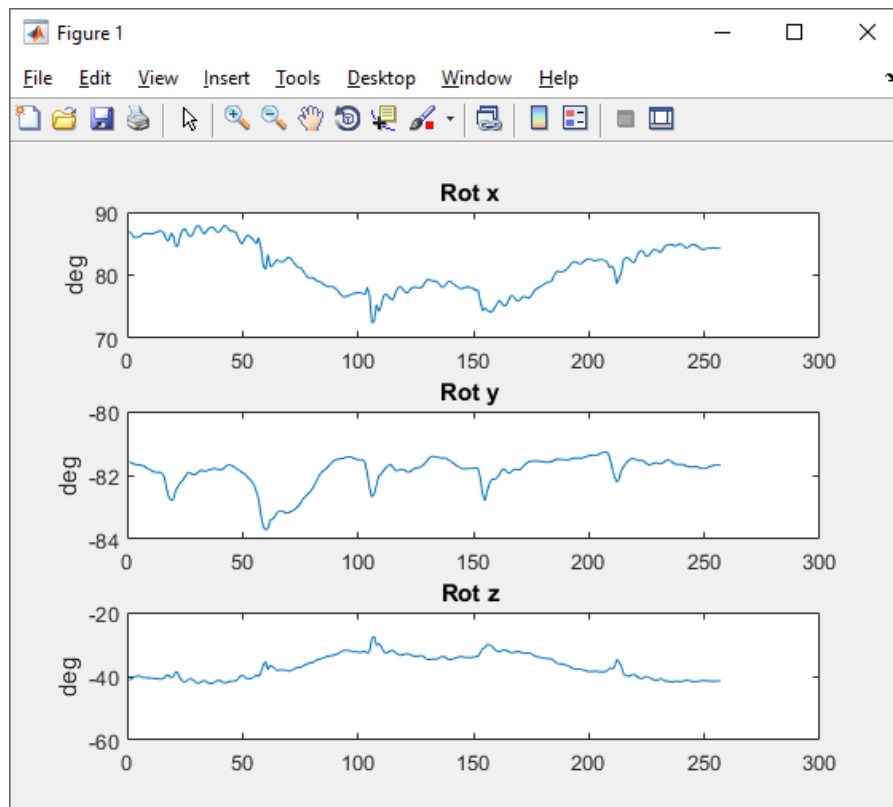


Figura 71. Variación de la orientación tras el movimiento del 'Dedo corazón'

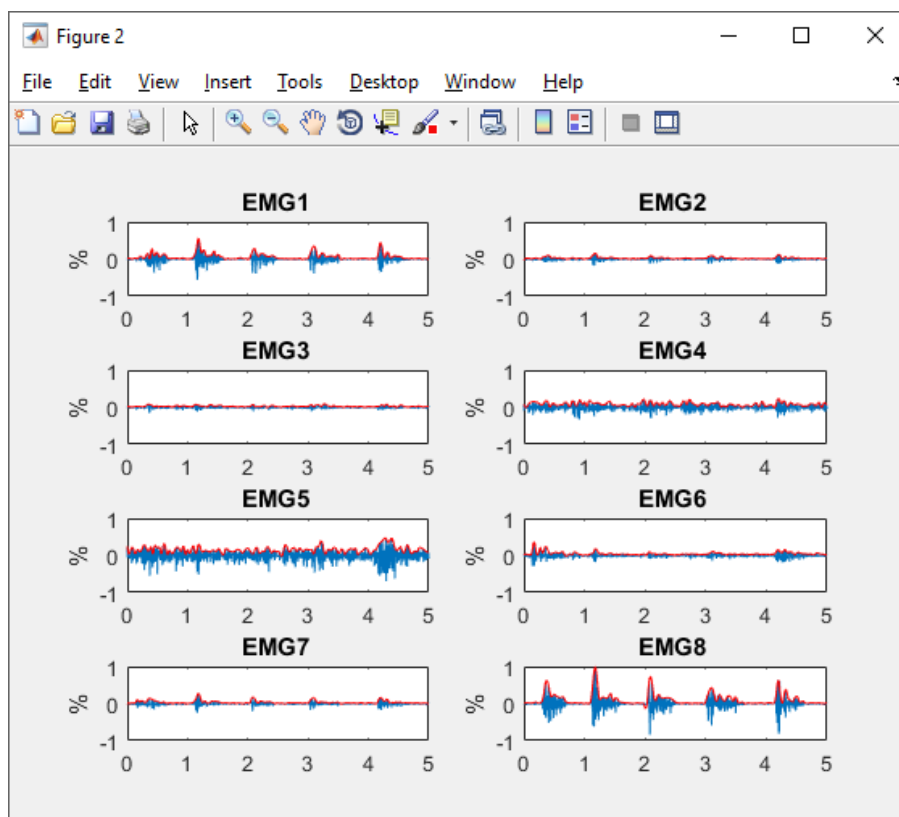


Figura 72. Señal EMG del movimiento del 'Dedo corazón'

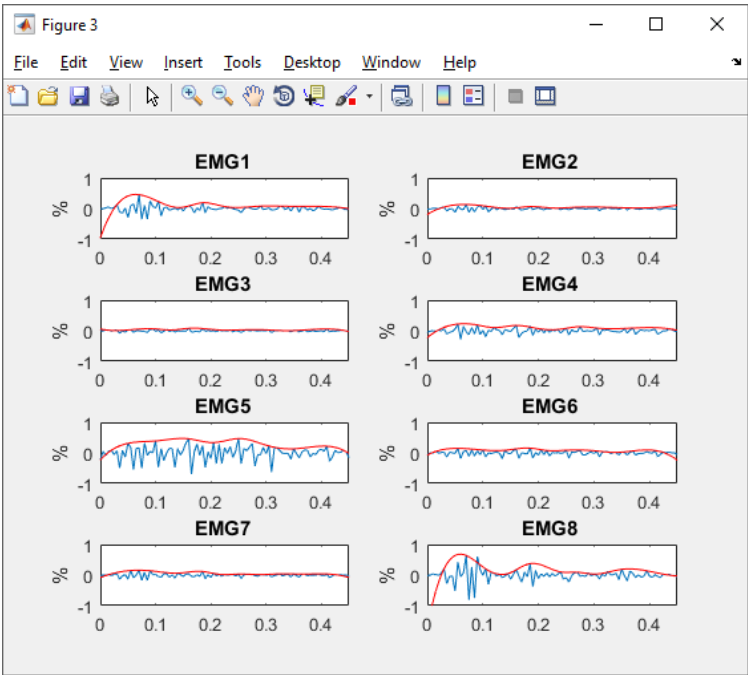


Figura 73. Señal EMG recortada en el rango muestral [830,920]

	EMG 1	EMG 2	EMG 3	EMG 4	EMG 5	EMG 6	EMG 7	EMG 8
Intensidad								
MAV total	0.040916	0.017816	0.018184	0.051911	0.095559	0.028878	0.022057	0.06295
MAV rec.	0.068424	0.029018	0.021892	0.060354	0.18123	0.052627	0.041724	0.11976

Tabla 10. Análisis del gesto ‘Dedo corazón’

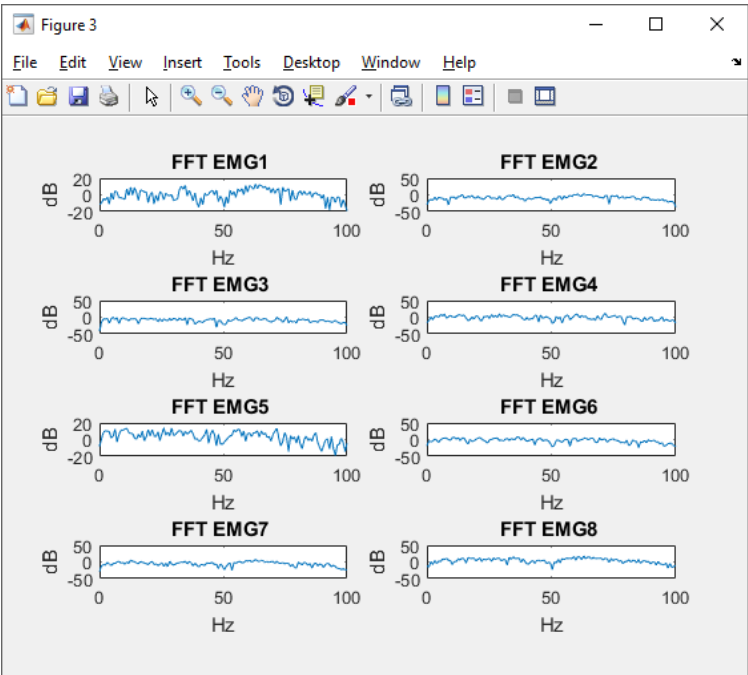


Figura 74. FFT del gesto realizado por el ‘Dedo corazón’

6.9. Dedos anular y meñique



Figura 75. Flexión del dedo anular y meñique

Dada la dificultad física a la hora de proceder a flexionar de manera única tanto el dedo anular como el dedo meñique, sin mover involuntariamente otros dedos de la mano, se ha analizado el movimiento conjunto de ambos dedos.

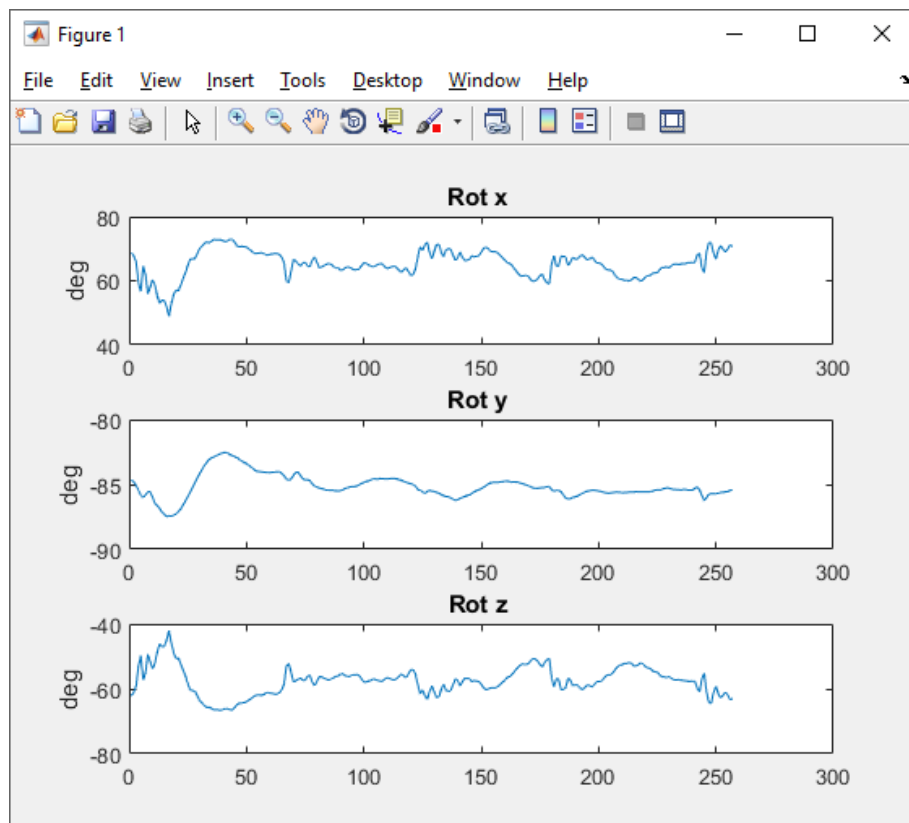


Figura 76. Variación de la orientación de los 'Dedos anular y meñique'

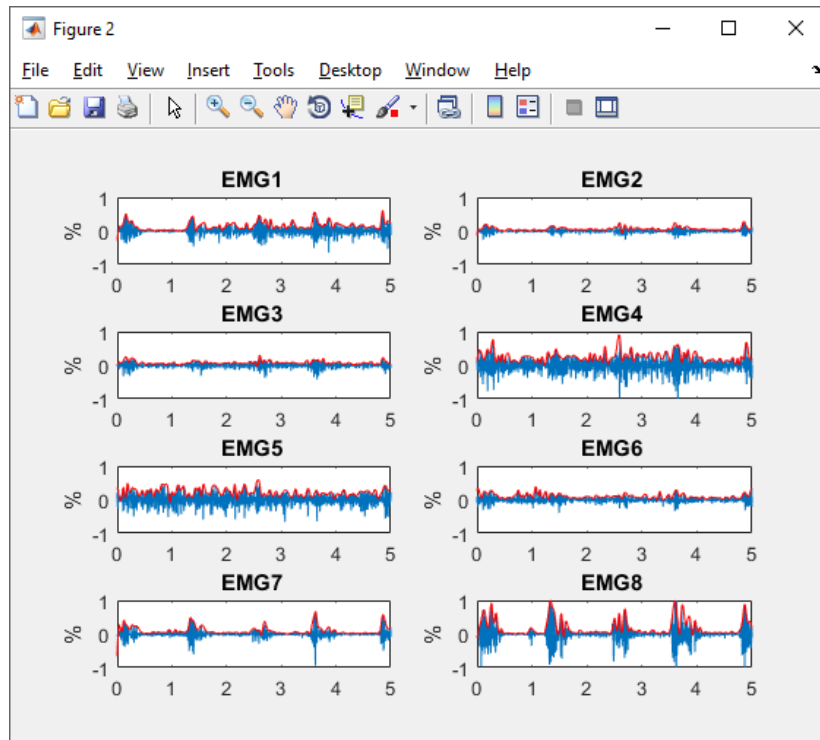


Figura 77. Señal EMG del movimiento de los ‘Dedos anular y meñique’

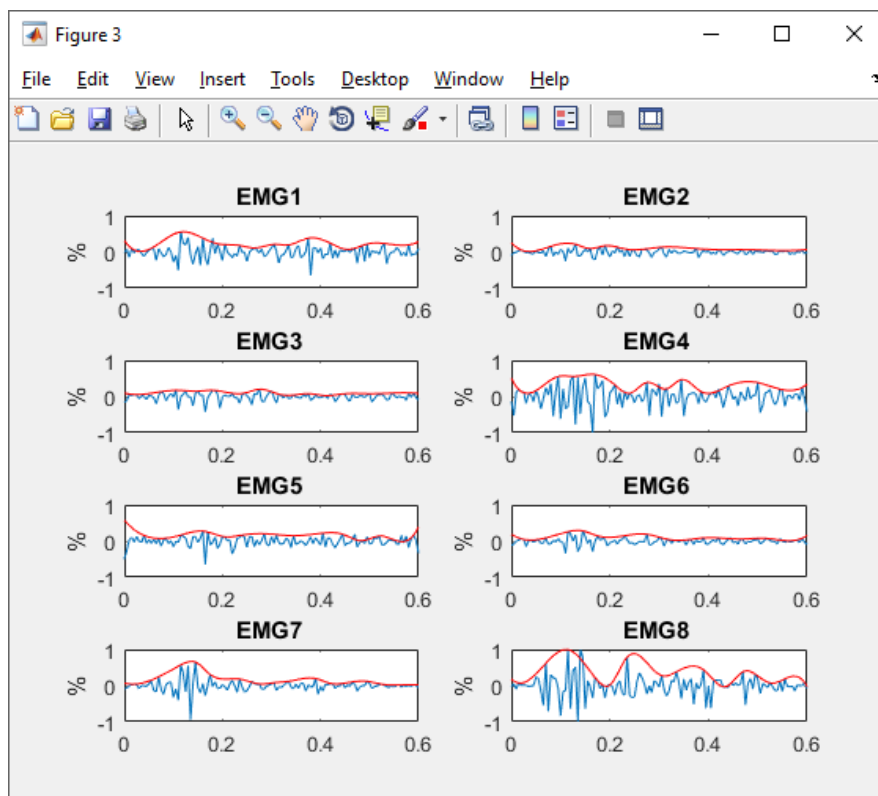


Figura 78. Señal EMG recortada en el rango muestral [700,820]

	EMG 1	EMG 2	EMG 3	EMG 4	EMG 5	EMG 6	EMG 7	EMG 8
Intensidad								
MAV total	0.088431	0.037797	0.05196	0.15579	0.13319	0.059404	0.059343	0.11832
MAV recortada	0.13133	0.057787	0.073283	0.21584	0.10744	0.063533	0.096914	0.20758

Tabla 11. Análisis del gesto 'Dedos anular y meñique'

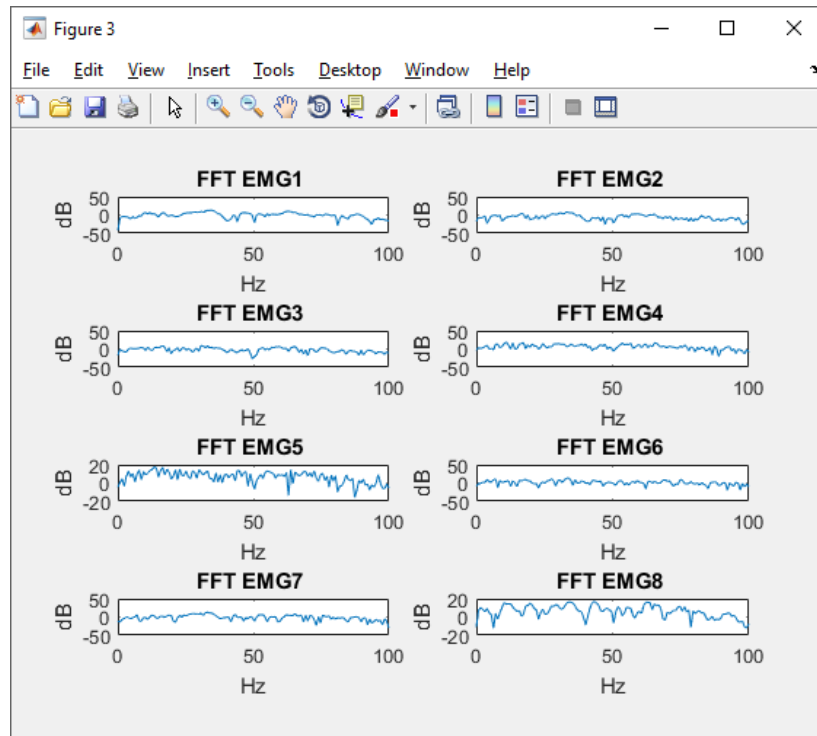


Figura 79. FFT del gesto realizado por los 'Dedos anular y meñique'

6.10. Pronación y supinación

Una vez analizados los movimientos de los dedos, procedemos a estudiar los movimientos principales del antebrazo. En primer lugar, pronación y supinación.



Figura 80. Movimiento de pronación y supinación del brazo

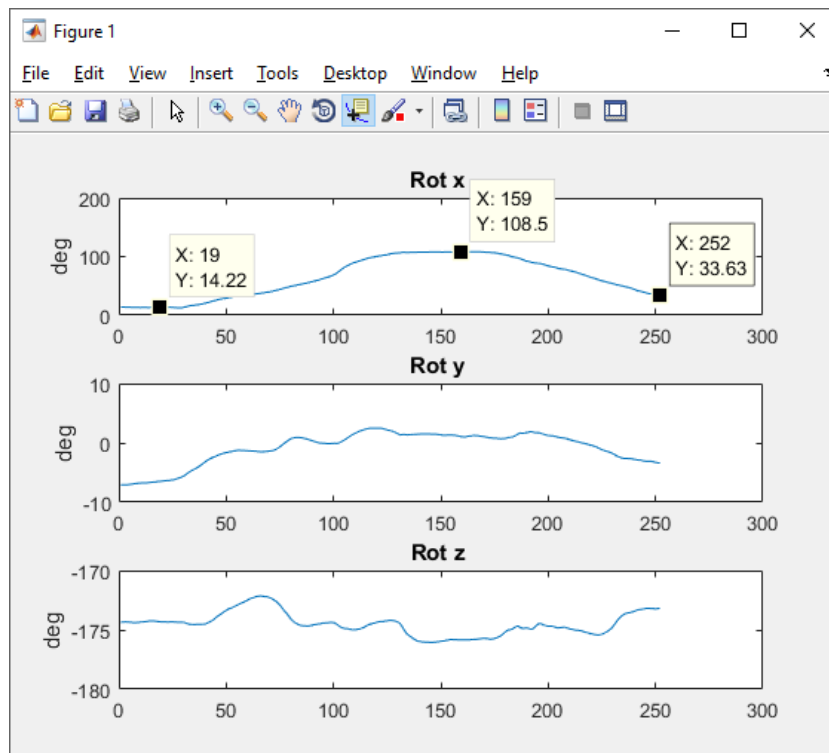


Figura 81. Variación de la orientación con el movimiento de 'Pronación y supinación'

En los movimientos del antebrazo, obtendremos una información más clara y útil por parte de los sensores giroscópicos del brazalete. En el caso del movimiento de pronación y supinación, apenas hay variación en el eje Z y en el eje Y. Sin embargo, se puede visualizar una clara rotación sobre el eje X, comenzando en la posición de pronación a 14,22°, posteriormente girando el brazo hasta alcanzar la posición de supinación con un ángulo de 108,5° sobre el eje X y retornando hasta una posición final de 33,63° tomada tras finalizar el periodo de muestreo.

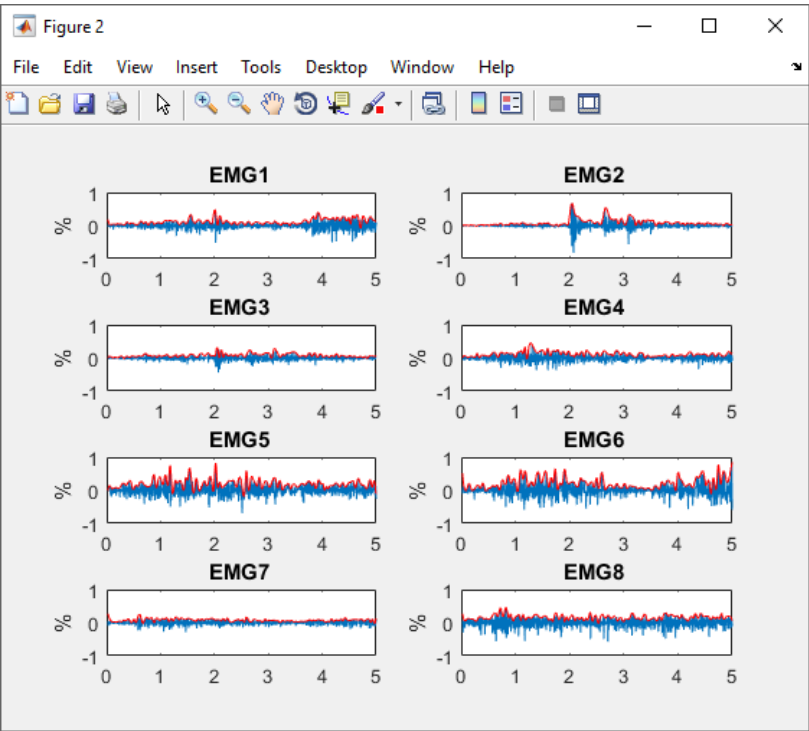


Figura 82. Señal EMG del movimiento de ‘Pronación y supinación’

	EMG 1	EMG 2	EMG 3	EMG 4	EMG 5	EMG 6	EMG 7	EMG 8
MAV total	0.071992	0.049604	0.046423	0.066809	0.11307	0.1203	0.045863	0.098388

Tabla 12. Análisis del movimiento de ‘Pronación y supinación’

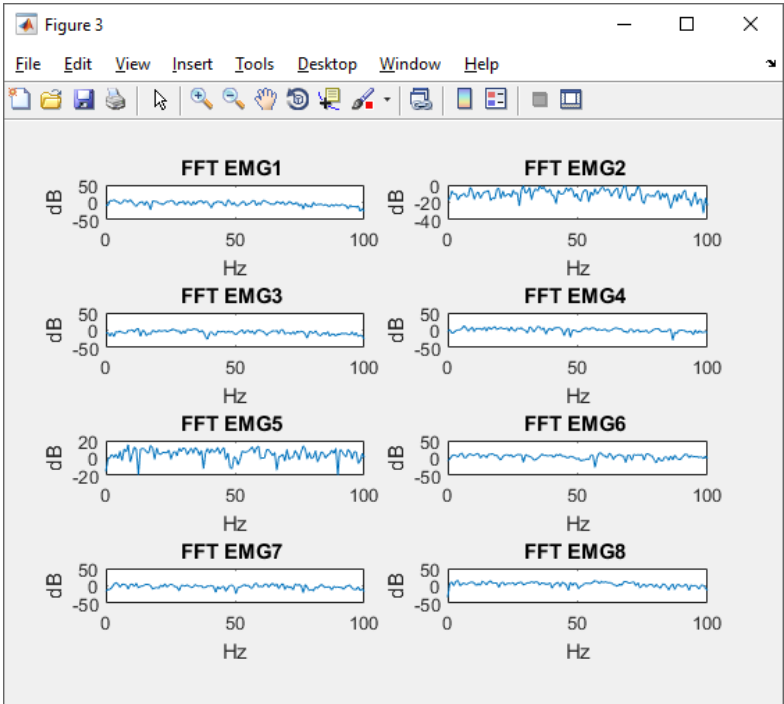


Figura 83. FFT del movimiento de ‘Pronación y supinación’

6.11. Flexión y extensión



Figura 84. Flexión y extensión del brazo

En este caso, el movimiento de flexoextensión del brazo repercute en la rotación sobre el eje Y. Como se muestra en la Figura 85, el brazo comienza en la posición de $-72,25^\circ$, al estar totalmente extendido. Después, se sitúa en $48,13^\circ$ sobre el eje Y, al alcanzar el punto máximo de la flexión, observable en la Figura 84. Y, finalmente, retoma prácticamente la posición inicial de $-74,27^\circ$. En los otros ejes apenas hay variación.

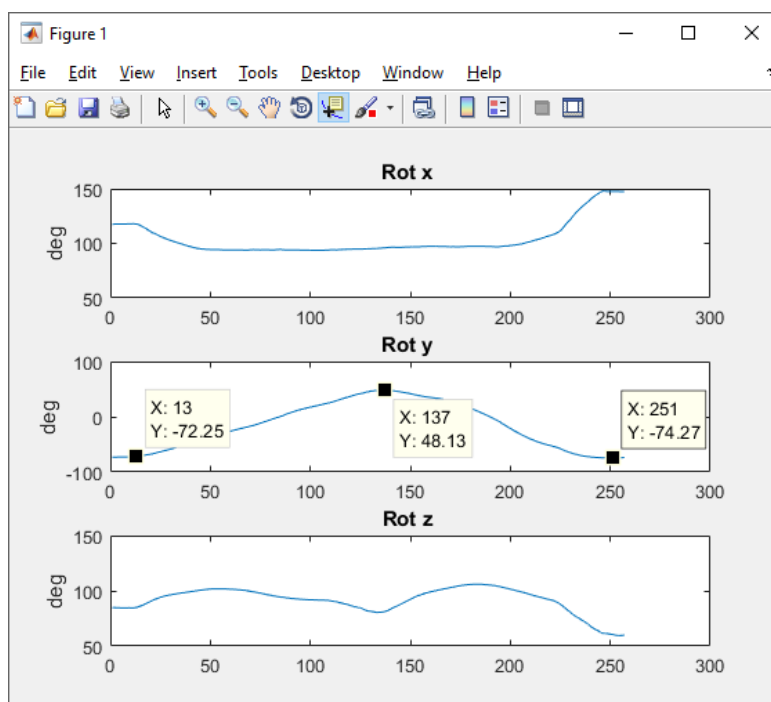


Figura 85. Variación del movimiento de 'Flexión y extensión'

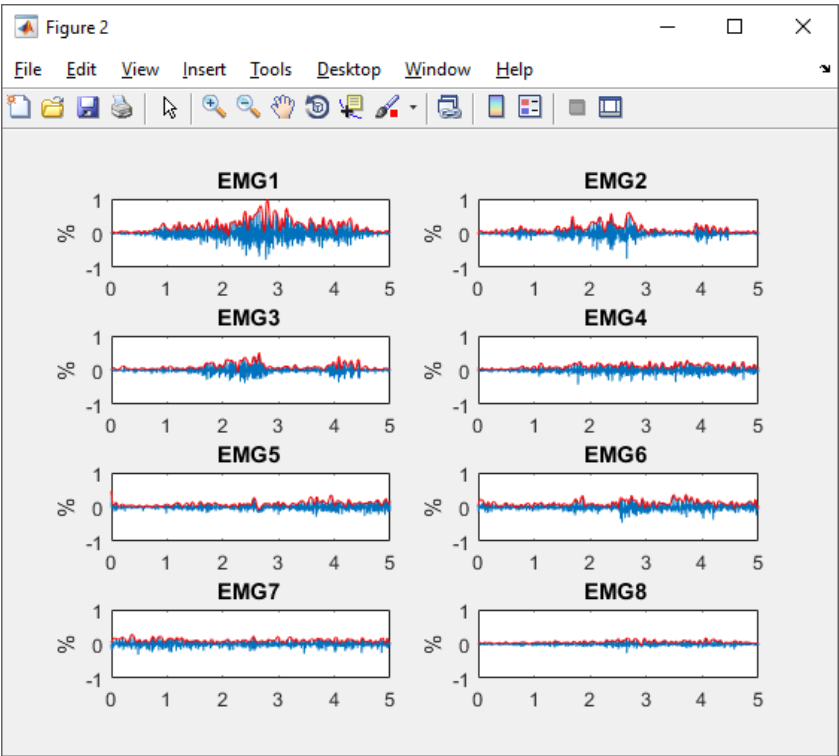


Figura 86. Señal EMG del movimiento de ‘Flexión y extensión’

	EMG 1	EMG 2	EMG 3	EMG 4	EMG 5	EMG 6	EMG 7	EMG 8
MAV	0.11032	0.06667	0.05659	0.06169	0.05521	0.06564	0.05691	0.03319

Tabla 13. Análisis del movimiento de ‘Flexión y extensión’

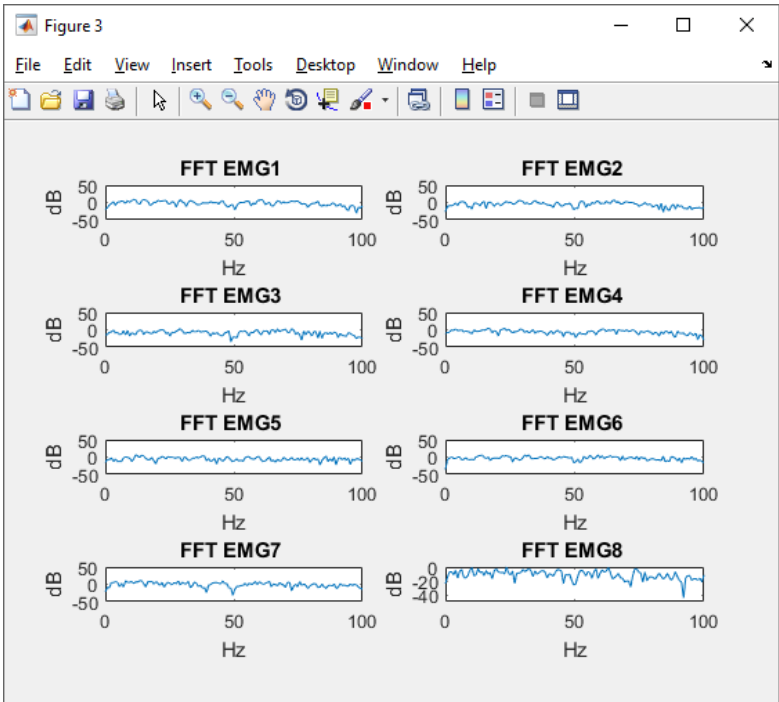


Figura 87. FFT del movimiento de ‘Flexión y extensión’

En el canal EMG1 sí que se aprecia como la tensión en el músculo va aumentando hasta alcanzar su pico máximo tras la flexión del brazo. Tras el movimiento de extensión, el músculo se va relajando y la tensión disminuye. En los canales EMG2 y EMG3 también se recoge esta información, pero de manera mucho más leve. Los demás electrodos apenas reciben señal significativa.

6.12. Apertura y cierre del brazo



Figura 88. Apertura y cierre del brazo

En este último movimiento se parte con el brazo totalmente estirado hacia delante, después girará aproximadamente 90º hacia la izquierda como se muestra en la Figura 88 y, por último, alcanzará la posición final mostrada en la segunda imagen.

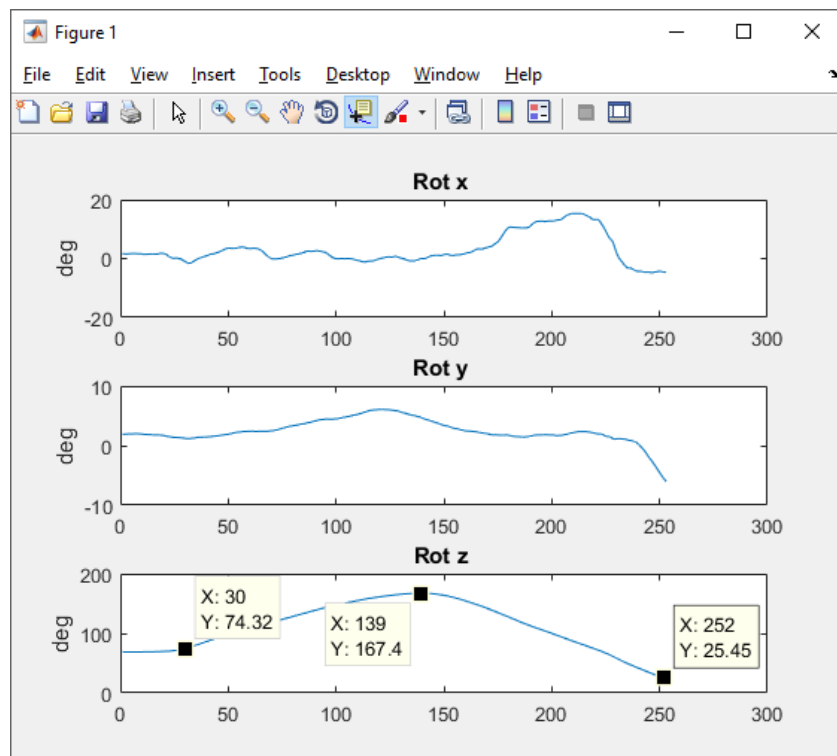


Figura 89. Variación del movimiento de 'Flexión y extensión'

En la Figura 89, se observa como en los ejes X e Y el brazo se mantiene, más o menos, en torno a los 0º sobre dichos ejes. Mientras que, en el eje Z, comienza en una posición inicial de 74,32º abriéndose hasta los 167,4º (aproximadamente los 90º mencionados anteriormente) para regresar hasta una posición final de 25,45º sobre el eje Z.

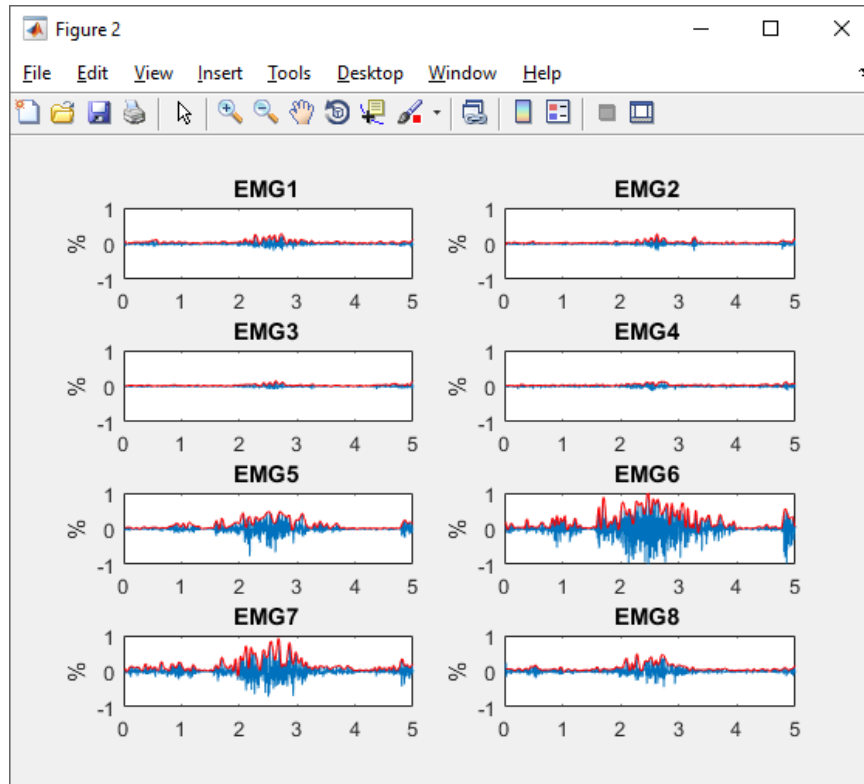


Figura 90. Señal EMG del movimiento de 'Apertura y cierre del brazo'

Las señales EMG de los canales 5, 6, 7 y, en menor medida, 8 recogen el aumento progresivo de la tensión del músculo hasta alcanzar la posición de máxima apertura del brazo. Después, como ocurría con el movimiento de pronación y supinación, el músculo irá relajándose.

	EMG 1	EMG 2	EMG 3	EMG 4	EMG 5	EMG 6	EMG 7	EMG 8
MAV	0.028258	0.022971	0.017584	0.021861	0.059569	0.14112	0.086879	0.045987

Tabla 14. Análisis del movimiento de 'Apertura y cierre del brazo'

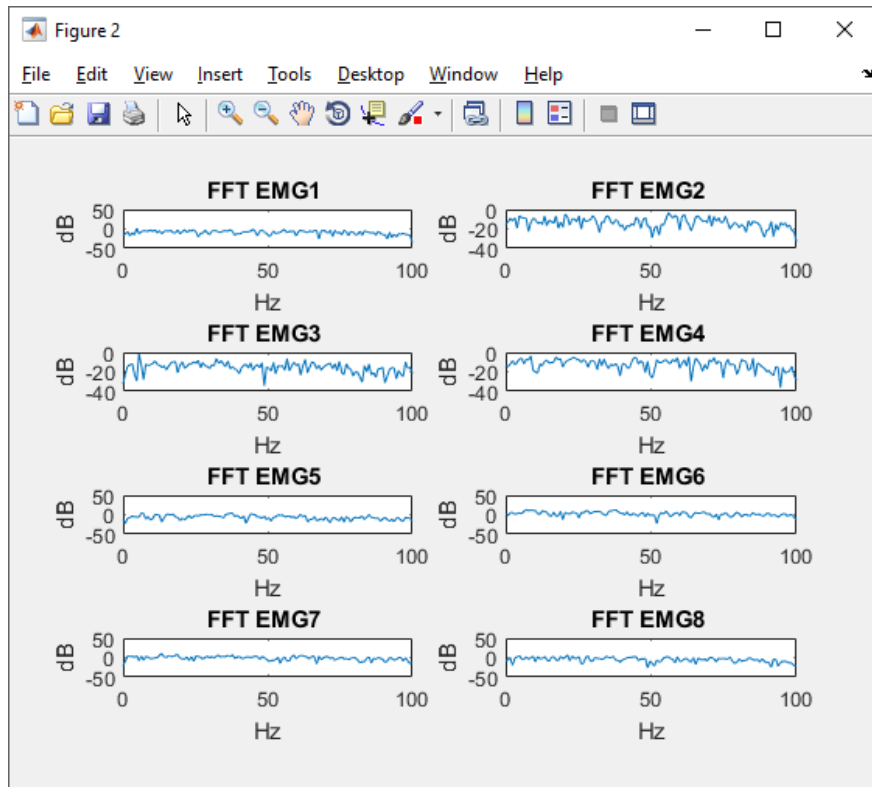


Figura 91. FFT del movimiento de 'Apertura y cierre del brazo'

7. Conclusiones

El objetivo inicial del proyecto era la exploración de las capacidades de las señales de EMG de los músculos, así como la detección de la intención de varios de los movimientos de la mano, para ayudar potencialmente a los amputados con la recuperación de parte de la funcionalidad perdida. Por lo que, en respuesta a los objetivos planteados, se puede calificar como exitosa la praxis con el dispositivo Myo Armband y su estudio a través del software Myo SDK MATLAB MEX Wrapper, ya que estos se han cumplido y es posible distinguir con la claridad e identificar cada uno de estos movimientos.

Se considera de gran utilidad este dispositivo para profundizar más en este área debido a la excelente adquisición y procesado de señales. El sensor inercial y los sensores EMG abren una amplia gama de opciones al usuario para obtener gran información a través de diferentes vías. Algunos de estos movimientos es más sencillo su reconocimiento gracias a la IMU del brazalete, mientras que para otros es más sencillo su estudio gracias a las señales EMG y la tensión que acumulan los músculos. Sin embargo, por lo general, a simple vista observando las gráficas realizadas con los datos obtenidos, es posible distinguir cada gesto. Quizás es más complicado el análisis de los dedos. Gracias a la IMU, con la matriz de rotación, se aprecia la realización de todos los gestos de flexión y extensión de los dedos. Pero con el dedo pulgar se han encontrado dificultades a la hora de recopilar información de la señal EMG recibida, ya que la tensión obtenida era demasiado baja en todos los canales. Por otro lado, la forma de la señal electromiográfica recibida por el dedo corazón y los dedos anular-meñique es bastante similar, ya que en todos los electrodos recogen la misma información. Sin embargo, es posible distinguir ambos movimientos gracias a la MAV de la tensión de los músculos, siendo mucho más grande en todos los canales cuando se realiza el gesto con los dedos anular y meñique.

Trabajar con este proyecto ha ayudado además una mayor apreciación y comprensión de alguna de las funcionalidades que proporciona el cuerpo humano.

Cabe destacar que todo este estudio se ha llevado a cabo estudiando la intencionalidad de movimiento de la mano en una persona con el miembro superior en perfecto estado en su totalidad. Sería interesante ver los resultados obtenidos tras realizar las mismas pruebas en pacientes con diferente anatomía o con alguna parte del miembro superior amputada. El objetivo de ello sería poder recopilar más datos de cara a una futura implantación de una prótesis mioeléctrica multifuncional o un exoesqueleto y control del mismo con el Myo Armband. También hacer uso de un segundo dispositivo Myo Armband ayudaría a tener un mayor control sobre este exoesqueleto.

Si bien este propósito es muy ambicioso y puede ser muy valioso en el futuro, todavía queda trabajo e investigación por delante. Esta tecnología podrá permitir una mejora significativa en la calidad de vida de las personas con alguna amputación o pérdida de movilidad del miembro superior. El presente estudio, por tanto, sienta las bases para desarrollar herramientas de diagnósticos y/o entrenamientos en personas con afectaciones motrices que afecten al miembro superior, para posteriormente adaptar estos resultados al exoesqueleto a implantar.

8. Referencias

- [1] Farina, D.; Merletti, R. and Stegeman, D. "Biophysics of the generation of EMG signals". Merletti, R. and Parker, P. *Electromyography: physiology, engineering and noninvasive applications*. USA. IEEE Press. Wiley-Interscience. (2004), p. 81-105.
- [2] Trontelj, J; Jabre, J. and Mihelin, M. "Needle and wire detection techniques". Merletti, R. and Parker, P. *Electromyography: physiology, engineering and noninvasive applications*. USA. IEEE Press. Wiley-Interscience. (2004), p. 27-46.
- [3] De Luca C. *Surface electromyography: Detection and recording*. DelSys Incorporated. (2002)
- [4] Intan Technologies. "Example signal acquired with rha2000 chips". www.intantech.com.
- [5] C. J. De Luca. "Electromyographic. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation". Ed. John G. Webster. 2006. Massachusetts. Ed. John Wiley Publisher, pp 98-106.
- [6] Pedro Beredjiklian, M.D, "The structure of the hand." (2003)
- [7] Kapandji I.a. "Fisiología Articular. Tomo I: Miembro Superior"
- [8] Franco Simini (compilador). *Ingeniería Biomédica perspectivas desde el Uruguay - Capítulo 3*. 2007
- [9] Konrad, Peter. *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Version 1.4 ed. Version 1.4 ed. N.p.: Noraxon INC. USA., Mar. 2006.
- [10] Zwarts, M.J., Stegeman, D.F.: "Multichannel Surface EMG: basic aspects and clinical utility." *Muscle Nerve*. 28, 1-17 (2003)
- [11] Luca, Carlo J De. *Surface Electromyography: Detection and Recording*. N.p.: DelSys Incorporated, 2002.
- [12] A. Merlo y I. Campanini. "Technical Aspect of Surface Electromyography for Clinicians". *The Open Rehabilitation Journal*. Vol. 3 2010, pp 100-106.
- [13] González, Teófilo y Díaz-Herrera, Jorge. *Computing Handbook, Third Edition: Computer Science and Software Engineering: Volume 1*
- [14] D. H. Titterton and J.L. Weston. *Strapdown Inertial Navigation Technology*. The Lavebham Press Ltd., 1997

[15] P.-G. Jung, G. Lim, S. Kim, K. Kong, "A Wearable Gesture Recognition Device for Detecting Muscular Activities Based on Air-Pressure Sensors," *IEEE Transactions on Industrial Informatics*, vol. 11, pp. 485 - 494, 2005.

[16] Thalmic Labs. Myo Gesture Control Armband.
<https://www.thalmic.com/en/myo/>

[17] Myo Gesture Control Armband. Technical Specifications
<https://www.myo.com/techspecs>

[18] B. Stern, "Inside Myo | Myo Armband Teardown | Adafruit Learning System," Adafruit Industries, 3 February 2016. <https://learn.adafruit.com/myo-armband-teardown/inside-myo>.

[19] Mark Tomaszewski, "Application of consumer-off-the-shelf (cots) devices to human motor analysis". February 2017

[20] Myo Information Guide.
<https://s3.amazonaws.com/thalmicdownloads/information+guide/important-information-guide-v03.pdf>

[21] Getting Starting with Myo. <https://support.getmyo.com/hc/en-us/articles/202657596>

[22] Myo SDK 0.9.0: The Myo SDK.
https://developer.thalmic.com/docs/api_reference/platform/the-sdk.html

[23] Mark Tomaszewski. *Myo SDK MATLAB MEX Wrapper*
<http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/55817-myo-sdk-matlab-mex-wrapper>

[24] ETSETB. MATLAB. Fundamentos y/o Aplicaciones. Curso 11/12b. Tema 6.
http://ocw.upc.edu/sites/all/modules/ocw/estadistiques/download.php?file=51427/2011/1/54515/tema_6_programacion_avanzada_api-5158.pdf

[25] C. Richard Johnson, Jr; William A. Sethares; Andrew G. Klein (2011). "Figure C.1: The envelope of a function outlines its extremes in a smooth manner". *Software Receiver Design: Build Your Own Digital Communication System in Five Easy Steps*. Cambridge University Press. p. 417. ISBN 0521189446.

[26] Norden E. Huang. The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis. 8 March 1998.DOI: 10.1098/rspa.1998.0193

[27] Charles Van Loan, Computational Frameworks for the Fast Fourier Transform (SIAM, 1992).

ANEXO

Anexo 1. Etapas del trabajo

En este apartado se resume el desglose de la estructura del proyecto y las horas de trabajo dedicadas a cada una de las diferentes etapas.

1. ESTUDIO PREVIO Y PLANIFICACION: Proceso de búsqueda del tema de trabajo, obtención de información general acerca del mismo, determinación de objetivos y organización – 5H
2. DOCUMENTACION Y APRENDIZAJE: Etapa de adquisición y configuración de los softwares y del dispositivo a utilizar, aprendizaje de las herramientas y programas a utilizar – 40H
3. ESTUDIO DEL ALGORITMO: Proceso de comprensión Myo SDK MATLAB MEX Wrapper y adaptación del mismo y desarrollo de nuevo código para cumplir con los objetivos marcados – 70H
4. EVALUACIÓN DEL MODELO Y ANÁLISIS DE DATOS: Etapa de análisis y estudio de las señales obtenidas en Matlab por el Myo Armband – 40H
5. DESARROLLO DE LA MEMORIA DEL TRABAJO: Documentación bibliográfica y escritura de la tesis – 160H

ETAPAS DEL PROYECTO	HORAS
ESTUDIO PREVIO Y PLANIFICACION	5
DOCUMENTACION Y APRENDIZAJE	40
ESTUDIO DEL ALGORITMO	70
EVALUACIÓN DEL MODELO Y ANÁLISIS DE DATOS	40
DESARROLLO DE LA MEMORIA	160
TOTAL	315

Tabla 15. Desglose del proyecto en etapas y duración

En la siguiente tabla se muestra en un diagrama de Gantt un calendario del proyecto, medido en semanas, y su relación con las distintas etapas de trabajo.

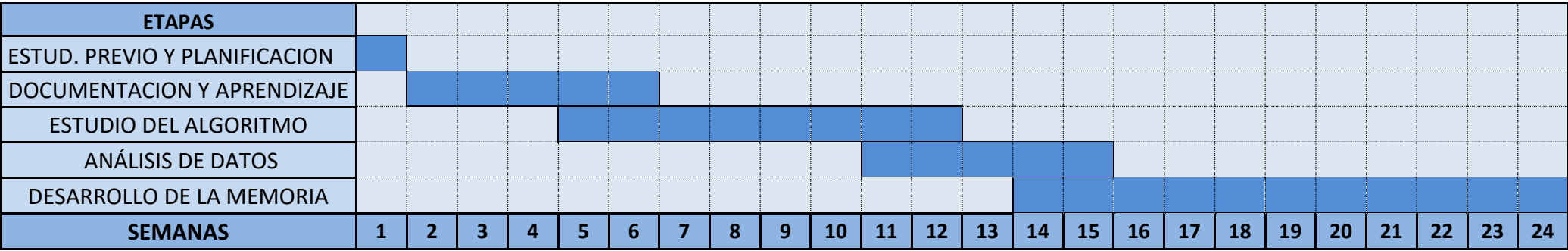


Tabla 16. Diagrama de Gantt

Anexo 2. Listado de materiales

1. Hardware

- Myo Gesture Control Armband
- Cable Micro USB estándar
- Adaptador USB Bluetooth®
- 10 Clips de fijación Myo
- Ordenador

2. Software

- Windows 10
- Myo Connect
- Mathworks® MATLAB/ Simulink student license
- Microsoft Office 2010

Anexo 3. Presupuesto del proyecto

Materiales:

Descripción	Cantidad (uds.)	Precio Unitario (€)	Subtotal (€)
Myo Armband + Kit	1	167,23	167,23
TOTAL			167,23

Tabla 17. Presupuesto de materiales

Equipamiento Informático:

Descripción	Precio Unitario (€)	Vida Útil (meses)	Uso (meses)	Coste (€)
Ordenador	850	60	8	113,33
Matlab student license	69	48	8	11,5
TOTAL				124,83

Tabla 18. Presupuesto de equipos informáticos

Recursos humanos:

Descripción	Horas de trabajo	Precio de trabajo / Horas (€)	Coste (€)
Tutor (Ingeniero)	50	45	2.250
Director (Ingeniero)	3	50	150
Estudiante de Ingeniería	315	20	6.300
TOTAL			8.700

Tabla 19. Presupuesto equipo humano

Presupuesto total:

Descripción	Coste (€)
Materiales	167,23
Equipo Informático	124,83
Recursos Humanos	8.700
SUBTOTAL	8.992,06
IVA (21%)	1.888,33
TOTAL	10.889,39 €

Tabla 20. Presupuesto final